

**CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA DE PRODUTOS E
PROCESSOS**

ANDERSON EUGÊNIO CORRÊA

**DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE FIOS DE SUTURA
MULTIFILAMENTARES ABSORVÍVEIS DE BLENDAS POLIMÉRICAS DE PCL E
PLGA**

BELO HORIZONTE

2025

ANDERSON EUGÊNIO CORRÊA

**DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE FIOS DE SUTURA
MULTIFILAMENTARES ABSORVÍVEIS DE BLEND POLIMÉRICA DE PCL E
PLGA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia de Produtos e Processos, do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Tecnologia de Produtos e Processos.

Orientadora: Prof^a Dr^a Priscila Pereira Silva
Caldeira

Coorientadora: Prof^a Dr^a Mayra Aparecida
Nascimento

BELO HORIZONTE

2025

Corrêa, Anderson Eugênio.
C824d Desenvolvimento e caracterização de fios de sutura
multifilamentares absorvíveis de blenda polimérica de PCL e PLGA /
Anderson Eugênio Corrêa. – 2025.
127 f. : il.
Orientadora: Priscila Pereira Silva Caldeira.
Coorientadora: Mayra Aparecida Nascimento.
Dissertação (mestrado) – Centro Federal de Educação
Tecnológica de Minas Gerais, Programa de Pós-Graduação em
Tecnologia de Produtos e Processos, Belo Horizonte, 2025.
Bibliografia.
1. Fios de sutura. 2. Eletrofiação. 3. Policaprolactona. 4.
Copolímero de ácido polilático e ácido poliglicólico. 5. Nanofibras. I.
Caldeira, Priscila Pereira Silva. II. Nascimento, Mayra Aparecida. III.
Título.

CDD: 617.9178

ANDERSON EUGÊNIO CORRÊA

**DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE FIOS DE SUTURA
MULTIFILAMENTARES ABSORVÍVEIS DE BLENDA POLIMÉRICA DE PCL E
PLGA**

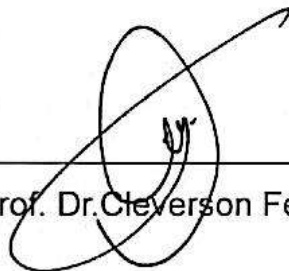
Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia de Produtos e Processos, do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Tecnologia de Produtos e Processos.

Belo Horizonte, 29 de agosto de 2025.

Aprovado pela Banca Examinadora:



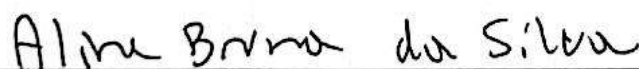
Prof.^a Dr.^a Priscila Pereira Silva Caldeira (Orientadora)



Prof. Dr. Cleverson Fernando Garcia



Prof. Dr. Rodrigo Lambert Orefice



Dr.^a Aline Bruna da Silva

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Elizabete e Cláudio, e minha irmã, Andressa, por todo o suporte, amor e incentivo ao longo dessa jornada. Ao Rodrigo, meu namorado, e aos meus amigos Débora e Oséias, pela amizade, apoio e presença nos momentos mais importantes.

À minha orientadora Priscila, por todo o conhecimento compartilhado, apoio constante e confiança ao longo deste trabalho. Sou grato por tê-la como orientadora e por ser um exemplo de pesquisadora, o que me inspira no profissional que desejo me tornar.

À minha coorientadora, Mayra, por toda a ajuda, pelo incentivo à realização do mestrado e por ter iniciado uma pequena ideia que se transformou no tema central deste trabalho.

Ao meu orientador de doutorado, Rodrigo, por aceitar embarcar comigo em uma nova jornada de pesquisa e pela compreensão durante a finalização do mestrado.

Aos meus colegas de laboratório do QInoTec, por compartilharem experiências e tornarem mais leves as rotinas do dia a dia.

Aos laboratórios do CEFET-MG que contribuíram para este trabalho. Ao DEMAT, pelo uso do Laboratório de Caracterizações, com o apoio do Jorge e ao Laboratório de Biomateriais, pela cessão do espaço e do equipamento de eletrofiação.

Ao Laboratório Multiusuário, pelas análises realizadas com o apoio da técnica Késsia; e ao Intechlab, pela colaboração de Saulo e Emerson no desenvolvimento do sistema eletrônico/mecânico, e de Thaís, nas análises térmicas.

Ao LCPnano, da UFMG pela disponibilização do MEV para as análises.

A todos os técnicos e professores do CEFET-MG que contribuíram com este trabalho por meio de análises, orientações e apoio técnico.

Ao CNPq, pela concessão da bolsa de estudos durante o mestrado.

Agradeço ao CEFET-MG, ao Programa da Pós-Graduação em Tecnologia de Produtos e Processos e à FAPEMIG (APQ-05012-23) pela concessão de bolsas e pelo suporte financeiro para desenvolvimento deste trabalho.

RESUMO

No contexto dos biomateriais, as suturas absorvíveis são utilizadas na reparação tecidual por oferecerem suporte mecânico temporário durante a cicatrização pós-cirúrgica. A técnica de eletrofiação surge como uma alternativa promissora para a produção dessas suturas ao permitir a obtenção de mantas de nanofibras com morfologia semelhante à da matriz extracelular, favorecendo a regeneração tecidual. Entretanto, a conversão dessas mantas em fios contínuos e padronizados ainda enfrenta limitações, especialmente quanto à configuração dos coletores convencionais e à escolha de polímeros que conciliem resistência mecânica e biodegradabilidade controlada. Este trabalho propôs o desenvolvimento de fios de sutura a partir de blendas de policaprolactona/poli(ácido láctico-co-glicólico) (PCL/PLGA), em diferentes proporções (0 a 40% de PLGA), produzidas por eletrofiação. Para isso, foram desenvolvidos um coletor em formato de disco para obtenção de filetes de nanofibras e um sistema automatizado e inovador de torção helicoidal para formação dos fios. As suturas foram caracterizadas quanto à degradação hidrolítica (60 dias) e enzimática (30 dias), além de análises morfológicas, químicas, mecânicas e térmicas. O coletor customizado, fabricado por impressão 3D, demonstrou alta precisão dimensional e permitiu a deposição uniforme das nanofibras. A incorporação crescente de PLGA nas blendas aumentou o grau de intumescimento e a taxa de degradação, com a formulação PCL/PLGA (60:40) atingindo $52,26 \pm 2,15\%$ de perda de massa em 60 dias. As análises químicas indicaram que essa perda está associada à completa degradação do PLGA nesse período. A morfologia dos fios revelou nanofibras interligadas com gotículas predominantes, que contribuíram para a redução da porosidade e aumento da resistência mecânica. A maior concentração de PLGA na blenda promoveu o aumento da resistência à tração ($11,31 \pm 0,41$ MPa) e da rigidez ($94,10 \pm 9,15$ MPa), em comparação às amostras de PCL puro ($7,50 \pm 0,31$ MPa e $31,71 \pm 2,20$ MPa, respectivamente). As análises térmicas mostraram redução da entalpia e da temperatura de fusão com o aumento do teor de PLGA, mantendo-se, entretanto, dentro da faixa adequada para uso corporal. A formulação PLGA40 apresentou o melhor desempenho em termos de degradação e resistência mecânica, destacando-se como promissora para aplicações biomédicas.

Palavras-chaves: sutura absorvíveis; eletrofiação; policaprolactona; poli(ácido láctico-co-ácido glicólico); torção de nanofibras.

ABSTRACT

In the context of biomaterials, absorbable sutures are widely used in tissue repair, providing temporary mechanical support during post-surgical healing. Electrospinning has emerged as a promising technique for producing such sutures, as it enables the fabrication of nanofiber mats with a morphology similar to that of the extracellular matrix, thus promoting tissue regeneration. However, the conversion of these mats into continuous and standardized threads still presents challenges, particularly regarding the configuration of conventional collectors and the selection of polymers that combine mechanical strength with controlled biodegradability. This work proposed the development of suture threads from blends of polycaprolactone/poly(lactic-co-glycolic acid) (PCL/PLGA) in different ratios (0 to 40% PLGA), produced by electrospinning. To this end, a disc-shaped collector was designed for obtaining nanofiber strips, along with an innovative automated helical twisting system for fiber formation. The sutures were characterized in terms of hydrolytic (60 days) and enzymatic (30 days) degradation, as well as morphological, chemical, mechanical, and thermal analyses. The customized collector, manufactured by 3D printing, demonstrated high dimensional precision and enabled uniform deposition of nanofibers. Increasing PLGA content in the blends resulted in greater swelling and degradation rates, with the PCL/PLGA (60:40) formulation reaching $52.26 \pm 2.15\%$ mass loss after 60 days. Chemical analyses indicated that this loss is associated with the complete degradation of PLGA within this period. The morphology of the threads revealed interconnected nanofibers with predominant bead-like structures, which contributed to reduced porosity and enhanced mechanical strength. Higher PLGA content in the blend promoted an increase in tensile strength (11.31 ± 0.41 MPa) and stiffness (94.10 ± 9.15 MPa) compared to pure PCL samples (7.50 ± 0.31 MPa and 31.71 ± 2.20 MPa, respectively). Thermal analyses showed a reduction in enthalpy and melting temperature with increasing PLGA content, although remaining within the suitable range for biomedical use. The PLGA40 formulation exhibited the best performance in terms of degradation and mechanical strength, standing out as a promising candidate for biomedical applications.

Keywords: absorbable sutures; electrospinning; polycaprolactone; poly(lactic-co-glycolic acid); nanofiber twisting.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 –	Representação de um fio de sutura e sua aplicação na pele.....	16
Figura 2 –	Estrutura monofilamentar e multifilamentar dos fios de sutura.....	18
Figura 3 –	Classificação das suturas quanto à absorção e origem.	19
Figura 4 –	Representação de um ensaio de tração em fios de sutura.	21
Figura 5 –	Fases do processo de cicatrização de feridas.	23
Figura 6 –	Tipos de polimerizações da PCL.....	25
Figura 7 –	Polimerização do PLGA.	27
Figura 8 –	Fibras produzidas por eletrofiação.	31
Figura 9 –	Representação esquemática e imagens de microscopia eletrônica de diferentes morfologias obtidas por eletrofiação	32
Figura 10 –	Sistema de componentes convencional da eletrofiação.....	33
Figura 11 –	Formação das nanofibras através da solução polimérica.	34
Figura 12 –	Tipos de coletores utilizados na eletrofiação.....	39
Figura 13 –	Histórico dos coletores para produção de fios.	40
Figura 14 –	Fluxograma das atividades da pesquisa.	44
Figura 15 –	Desenho do coletor no formato de disco.....	46
Figura 16 –	Preparo das soluções das blendas de PCL e PLGA.....	48
Figura 17 –	Metodologia de produção de tiras de fibras.	49
Figura 18 –	Vista em perspectiva do sistema automatizado para torção de filetes de nanofibras.	50
Figura 19 –	Amostras de fios de sutura em caixas com divisórias na estufa.	53
Figura 20 –	Preparo das amostras para o ensaio de tração.	56
Figura 21 –	Coletor de eletrofiação no formato de disco.....	59
Figura 22 –	Coletores em formato de funil com eletrodos pontuais.	60
Figura 23 –	Filetes de fibras de PLGA40 produzidos.....	62
Figura 24 –	Fibras eletrofiadas depositadas em partes isolantes.....	63
Figura 25 –	Fibras PLGA0 eletrofiadas com 15 kV e 25 kV.	65
Figura 26 –	Torção de tiras eletrofiadas para formação de fios de sutura.	67
Figura 27 –	Fios de sutura de PLGA0, PLGA10, PLGA30 e PLGA40 torcidos.	68
Figura 28 –	Intumescimento dos fios de sutura em meio hidrolítico.....	70
Figura 29 –	Ensaio de degradação hidrolítica durante 60 dias.	71

Figura 30 – Perda de massa da amostra PLGA40 durante 30 dias de degradação enzimática.	74
Figura 31 – Imagens de MEV dos fios de sutura nos períodos de 0 e 60 dias.	75
Figura 32 – Morfologia e diâmetro das nanofibras de PLGA30 antes da torção.	79
Figura 33 – Morfologia das nanofibras em diferentes tempos de degradação.	79
Figura 34 – Espectros de PCL e PLGA puros.	85
Figura 35 – Espectros das amostras de fios de sutura de PLGA0.	87
Figura 36 – Espectros das amostras de fios de sutura de PLGA40.	88
Figura 37 – Tensão na ruptura das amostras de fios de sutura ao longo dos dias de degradação hidrolítica.	90
Figura 38 – Módulo de <i>Young</i> das amostras de fios de sutura ao longo dos dias de degradação hidrolítica.	91
Figura 39 – Deformação na ruptura das amostras de fios de sutura ao longo dos dias de degradação hidrolítica.	92
Figura 40 – Relação do ângulo de torção com a resistência do fio.	94
Figura 41 – Relação entre a tensão e a deformação das suturas.	94
Figura 42 – Termograma de DSC – 1° aquecimento das amostras.	98
Figura 43 – Termograma de DSC – 2° aquecimento das amostras.	98
Figura 44 – Termograma de DSC – 1° resfriamento das amostras.	100

LISTA DE TABELA

Tabela 1 –	Materiais utilizados no projeto.....	45
Tabela 2 –	Equipamentos utilizados no projeto.....	45
Tabela 3 –	Composição das soluções das blendas poliméricas.	48
Tabela 4 –	Quantitativo de fios de sutura para as análises.....	52
Tabela 5 –	Intervalos de coleta de amostras para serem caracterizadas por MEV, DSC, FTIR e DMA.....	53
Tabela 6 –	Intervalos de coleta de amostras para degradação hidrolítica.	53
Tabela 7 –	Massas das amostras analisadas por DSC.....	58
Tabela 8 –	Distância e tempo até o ponto de ruptura das amostras de PLGA0. ...	66
Tabela 9 –	Resultados em porcentagem da perda de massa durante degradação hidrolítica.	72
Tabela 10 –	Diâmetro médio dos fios de sutura ao longo do tempo.	76
Tabela 11 –	Diâmetro médio das nanofibras ao longo do ensaio de degradação hidrolítica, incluindo o filete de PLGA30 antes da torção.	83
Tabela 12 –	Perda da resistência à tração durante a degradação hidrolítica.	90
Tabela 13 –	Perda do módulo de <i>Young</i> durante a degradação hidrolítica.	91
Tabela 14 –	Perda de deformação durante a degradação hidrolítica.....	92
Tabela 15 –	Perda de resistência à tração após 60 dias (%).	96
Tabela 16 –	Parâmetros térmicos obtidos por DSC das amostras antes e após 60 dias de degradação hidrolítica.	97

LISTA DE ABEVIATURA E SIGLAS

ATR	Reflexão Total Atenuada (do inglês <i>Attenuated Total Reflectance</i>)
CEFET-MG	Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais
DCM	Diclorometano
DEMAT	Departamento de Engenharia de Materiais
DMF	Dimetilformamida
DSC	Calorimetria Exploratória Diferencial (do inglês <i>Differential Scanning Calorimetry</i>)
FTIR	Espectroscopia no Infravermelho por Transformada de Fourier (do inglês <i>Fourier Transform Infrared Spectroscopy</i>)
GA	Ácido glicólico (do inglês <i>Glycolic Acid</i>)
LA	Ácido láctico (do inglês <i>Lactic Acid</i>)
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
PBS	Solução salina tamponada com fosfato
PCL	Policaprolactona
PDO	Polidioxanona
PGA	Poli(ácido glicólico)
PLA	Poli(ácido láctico)
PLLA	Poli(L-ácido láctico)
PLGA	Poli(ácido láctico-co-ácido glicólico)
PVA	Poli(álcool vinílico)
QInoTec	Laboratório Química Inorgânica e Aplicações Tecnológicas
T _c	Temperatura de cristalização (do inglês <i>Crystallization Temperature</i>)
T _g	Temperatura de transição vítrea (do inglês <i>Glass Transition Temperature</i>)
T _m	Temperatura de fusão (do inglês <i>Melting Temperature</i>)
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	OBJETIVOS	15
2.1	Objetivo Geral	15
2.2	Objetivos Específicos	15
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
3.1	Fios de sutura	16
3.1.1	Tipos de suturas	17
3.1.2	Requisitos físicos, químicos e biológicos	20
3.1.3	Influências das suturas na cicatrização de feridas	23
3.2	Polímeros biodegradáveis	24
3.2.1	Policaprolactona	25
3.2.2	Poli(ácido láctico-co-ácido glicólico)	27
3.2.3	Blendas poliméricas de PCL e PLGA	29
3.3	Eletrofiação	30
3.3.1	Princípios e mecanismos de funcionamento	33
3.3.2	Parâmetros da solução	35
3.3.3	Parâmetros do processamento	36
3.3.4	Parâmetros ambientais	37
3.3.5	Tipos de coletores para a produção de suturas	38
4	METODOLOGIA	43
4.1	Etapas do procedimento experimental	43
4.2	Materiais e equipamentos	44
4.3	Métodos	45
4.3.1	Desenvolvimento do coletor de eletrofiação	45
4.3.2	Preparo das soluções de fiação	47
4.3.3	Processo de eletrofiação das fibras de PCL e PLGA	48
4.3.4	Desenvolvimento do sistema de torção de fibras eletrofiadas	49
4.3.5	Torção das fibras eletrofiadas para produção de fios	50
4.3.6	Distribuição das amostras de fios de sutura para caracterização	51
4.3.7	Ensaio de degradação hidrolítica	52
4.5.8	Ensaio de degradação enzimática	54
4.5.9	Análise morfológica por microscopia eletrônica de varredura	55

4.6.10	Espectroscopia no Infravermelho por Transformada de Fourier.....	55
4.5.11	Ensaio mecânicos.....	56
4.5.12	Calorimetria de varredura diferencial.....	57
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	59
5.1	Avaliação do coletor para produção de fios	59
5.2	Eficiência de deposição de fibras eletrofiadas	61
5.3	Influência dos parâmetros de eletrofiação na produção de filetes	64
5.4	Torção das fibras eletrofiadas em fios de sutura	66
5.5	Análise da variação de massa de fios de sutura: comportamento em meio hidrolítico e enzimático.....	69
5.6	Análise morfológica dos fios de sutura.....	75
5.7	Análise morfológica das nanofibras dos fios de sutura	78
5.8	Análise da espectroscopia vibracional na região do infravermelho dos fios de sutura	85
5.9	Avaliação das propriedades mecânicas dos fios de sutura	89
5.10	Análise térmica por calorimetria de varredura diferencial.....	96
6	CONCLUSÕES	102
	PERSPECTIVAS FUTURAS	104
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	105
	ANEXO I	121
	ANEXO II	122
	ANEXO III	124
	ANEXO IV	126

1 INTRODUÇÃO

As suturas tradicionais têm como principal papel unir tecidos auxiliando no processo de cicatrização pós-cirúrgico. Com os avanços dos biomateriais e da engenharia de tecidos, há um interesse crescente no desenvolvimento de suturas com propriedades que vão além da simples fixação, buscando-se uma melhor interação com o tecido biológico (Chen *et al.*, 2017). Nesse contexto, a técnica de eletrofiação tem se mostrado como uma nova abordagem para a produção de suturas multifilamentares. Esta técnica permite a produção de fibras poliméricas com dimensões na escala nanométrica ou micrométrica, dependendo dos parâmetros utilizados no processo, através da aplicação de alta tensão em soluções poliméricas que são solidificadas em coletores metálicos (Li *et al.*, 2021). As nanofibras obtidas por eletrofiação apresentam alta porosidade e elevada razão de área superficial por volume, além de uma morfologia que mimetiza a matriz extracelular, favorecendo a adesão celular e potencializando o processo de cicatrização (Zhang *et al.*, 2021).

Embora a técnica de eletrofiação seja promissora para a produção de suturas, essa abordagem enfrenta alguns desafios que precisam ser superados. Os coletores mais utilizados para a produção de nanofibras possuem formatos e dimensões inadequados para a formação direta de fios de sutura. Como resultado, a eletrofiação tende a produzir filmes finos fibrosos de polímeros, em vez de gerar fios contínuos e alinhados (Xu *et al.*, 2022). Além disso, a escolha dos materiais é um fator fundamental na produção das suturas absorvíveis por eletrofiação. Os polímeros devem ser biocompatíveis, biodegradáveis e apresentar resistência mecânica elevada. No entanto, uma elevada concentração de poros pode afetar negativamente essa propriedade mecânica (Dwivedi *et al.*, 2020; Bartnikowski *et al.*, 2019).

Nos últimos anos, as pesquisas em desenvolvimento de suturas têm explorado uma variedade de polímeros com potencial para aplicações biomédicas, com destaque para o poli(ácido láctico-co-ácido glicólico) (PLGA), poliácido láctico (PLA), ácido poliglicólico (PGA), polidioxanona (PDO), policaprolactona (PCL), cada um apresentando características específicas para aplicações em medicina regenerativa (Deng; Qasim; Ali, 2021). Entre esses, o PLGA e a PCL são de particular interesse devido às suas propriedades favoráveis para aplicações biomédicas.

O PLGA é bastante reconhecido por sua excelente biocompatibilidade e biodegradabilidade, com uma taxa de degradação ajustável através da variação das

proporções dos monômeros de ácido láctico e ácido glicólico (Moral *et al.*, 2023). Essa característica, aliada à sua maior hidrofilicidade, favorece a adesão e proliferação celular (Serrano *et al.*, 2015). Além disso, o PLGA apresenta boas propriedades mecânicas, como módulo de elasticidade e resistência à tração, o que contribui para sua aplicação em biomateriais que exigem suporte estrutural. Por outro lado, a PCL é um polímero mais acessível, estável durante o manuseio e armazenamento, e apresenta boa flexibilidade, além de um caráter mais hidrofóbico em comparação ao PLGA (Yusoff *et al.*, 2022; Arif *et al.*, 2022). Essas características o tornam adequado para aplicações que exigem materiais com boa conformabilidade e resistência à deformação, como no caso de suturas.

Com o objetivo de aliar as vantagens de ambos os materiais, uma estratégia amplamente utilizada é a formação de blendas poliméricas, como a combinação entre PCL e PLGA. Essa abordagem permite integrar a flexibilidade e processabilidade da PCL com a rigidez, resistência mecânica, maior taxa de degradação e potencial de adesão celular proporcionados pelo PLGA, resultando em materiais mais equilibrados para aplicações em suturas e promovendo uma cicatrização mais eficiente dos tecidos (Arora *et al.*, 2019).

Este estudo busca aprimorar a produção de fios de sutura por eletrofiação, superando as dificuldades existentes na técnica. Para isso, foi desenvolvido um coletor e um sistema de torção de fibras para a produção de fios de sutura com diferentes concentrações de PCL e PLGA. O comportamento de degradação das suturas foi monitorado ao longo de 60 dias em solução salina tamponada com fosfato, com a retirada periódica de amostras para análise. As caracterizações foram realizadas sequencialmente durante esse período, incluindo a avaliação morfológica por microscopia eletrônica de varredura (MEV), análise dos grupos funcionais presentes por espectroscopia de infravermelho com transformada de Fourier (FTIR), propriedades mecânicas por análise mecânica dinâmica (DMA) e propriedades térmicas por calorimetria exploratória diferencial (DSC).

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Desenvolver fios de sutura por eletrofiação utilizando blendas poliméricas de PCL e PLGA em diferentes proporções.

2.2 Objetivos Específicos

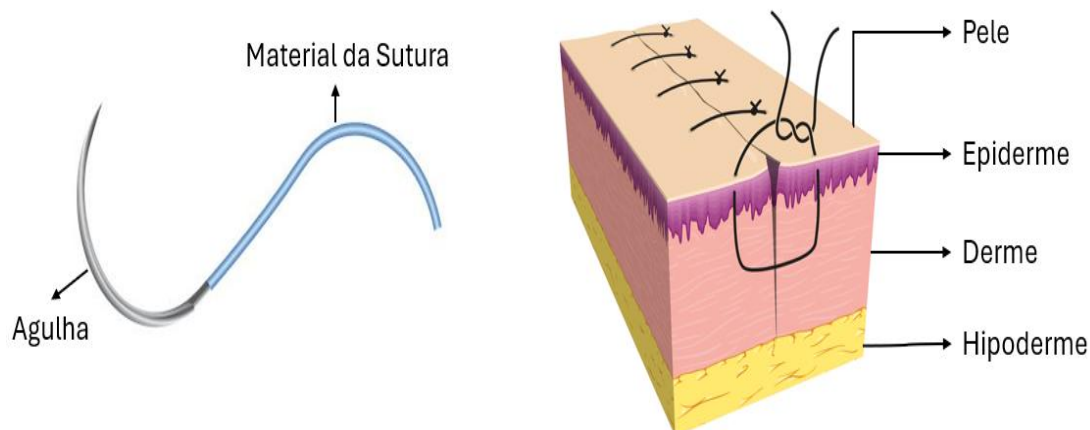
- Desenvolver um coletor de eletrofiação, em formato de disco, para produção de filetes de fibras;
- Desenvolver um sistema padronizado para a torção dos filetes de nanofibras para a obtenção de fios de sutura;
- Definir os parâmetros de eletrofiação adequados para a produção das nanofibras das blendas de PCL e PLGA;
- Caracterizar as suturas quanto degradação, morfologia, composição química, resistência mecânica e as propriedades térmicas;
- Determinar a proporção ideal da blenda de PCL e PLGA em relação ao tempo de degradação e resistência mecânica, para a aplicação em suturas.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Fios de sutura

Os fios de sutura biomédicos (Figura 1) são biomateriais utilizados para promover a aproximação e o fechamento do feridas, sendo fundamentais para o processo de cicatrização de tecidos (ABNT, 2003; Deng; Qasim; Ali, 2021). Esses fios são inseridos no tecido durante procedimentos cirúrgicos ou em tratamentos de lesões, proporcionando suporte temporário que permite a regeneração celular e a recuperação do tecido afetado (Dennis *et al.*, 2016). As principais funções dos fios de sutura incluem a minimização da hemorragia, por meio do selamento de vasos sanguíneos, e a proteção contra infecções (La Harpe *et al.*, 2021). Além disso, os fios de sutura podem influenciar a resposta do organismo, como a inflamação e a formação de cicatrizes, o que pode impactar na qualidade da cicatrização e na estética final do tecido (Stoecker *et al.*, 2019).

Figura 1 – Representação de um fio de sutura e sua aplicação na pele.



Fonte: adaptado de Bonham (2016).

Apesar dos fios de sutura desempenharem, atualmente, um papel seguro e eficaz no tratamento de feridas, sua história é marcada por uma evolução significativa. Wu e Tang (2021) estudaram os registros históricos e demonstram que as técnicas de suturas já eram utilizadas para o fechamento de feridas desde tempos antigos. As primeiras suturas, datadas de 3000 a.C., eram confeccionadas a partir de fibras naturais derivadas de plantas, como linho e cânhamo, além de materiais orgânicos de origem animal, como tendões, cabelo e intestinos, conhecidos como *catgut*. Com o

passar do tempo, o uso de metais, como fios de prata e bronze, tornou-se comum, especialmente devido às suas propriedades antimicrobianas. Na modernidade, a introdução de suturas sintéticas, que começou na década de 1930 com o álcool polivinílico (PVA) e foi seguida pelo desenvolvimento do ácido poliglicólico (PGA) na década de 1960, revolucionou o campo (Muffly; Tizzano; Walters, 2011). Esses materiais sintéticos não apenas oferecem maior biocompatibilidade e reduzem as reações adversas, mas também permitem a fabricação de suturas absorvíveis, eliminando a necessidade de remoção cirúrgica posterior (Byrne; Aly, 2019).

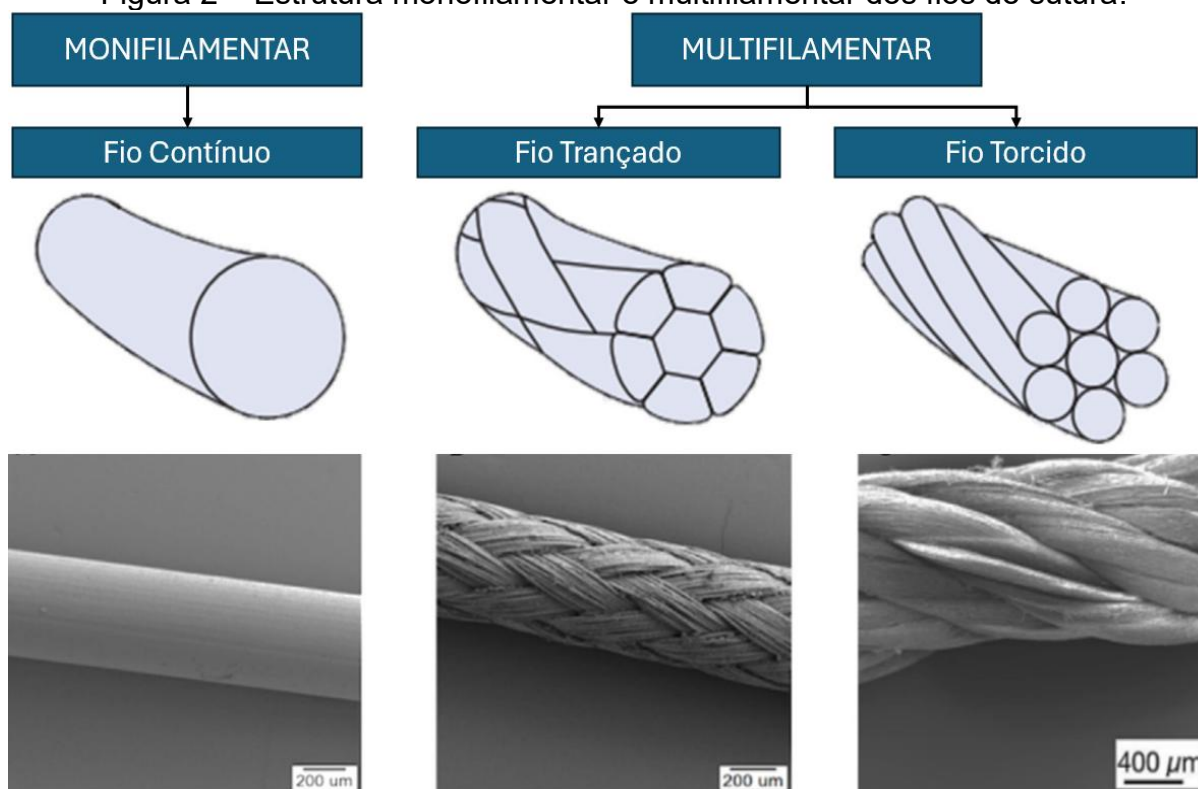
O advento de novos materiais poliméricos para a fabricação de suturas possibilitou vantagens em usos clínicos, que necessitam de diferentes aplicações. No entanto, atualmente, desafios no desenvolvimento de fios de sutura incluem a busca não apenas por materiais que ofereçam resistência mecânica e biodegradação adequada, mas também propriedades bioativas controladas (Champeau *et al.*, 2017).

3.1.1 Tipos de suturas

As suturas podem ser classificadas considerando suas características físicas, químicas e funcionais. Essa classificação é fundamental para a escolha do tipo de fio adequado em diferentes procedimentos cirúrgicos, uma vez que cada categoria oferece propriedades específicas que influenciam diretamente a eficácia e a segurança da sutura no processo de cicatrização. De maneira geral, os fios de sutura podem ser categorizados segundo aspectos como a estrutura, a morfologia, a absorção, a composição e a finalidade específica do material (Li *et al.*, 2023).

A estrutura dos fios de sutura pode ser dividida em monofilamentares e multifilamentares (Figura 2), cada uma com características distintas que impactam diretamente o desempenho do material. Os fios monofilamentares são formados por uma única fibra contínua, o que lhes confere uma superfície lisa e uniforme, menos propensa à retenção de microrganismos devido a menor área de contato microbiano (Xu *et al.*, 2022). No entanto, essa estrutura singular também reduz sua flexibilidade, tornando o fio mais rígido (Deng; Qasim; Ali, 2021). A ausência de múltiplas fibras entrelaçadas impede a redistribuição de tensões e limita a capacidade de deformação sob forças aplicadas, resultando em menor adaptabilidade durante o manuseio. Essa propriedade pode dificultar o manuseio em tecidos delicados, onde é necessário um fio com maior capacidade de adaptação aos contornos e movimentos dos tecidos.

Figura 2 – Estrutura monofilamentar e multifilamentar dos fios de sutura.



Fonte: adaptado de Afewerki *et al.* (2023).

Os fios multifilamentares, por outro lado, são compostos por várias fibras entrelaçadas, o que lhes confere maior flexibilidade e resistência à tração (Deng; Qasim; Ali, 2021; Xu *et al.*, 2022). A presença de múltiplas fibras permite que elas deslizem umas sobre as outras, facilitando a adaptação do fio aos contornos do tecido e tornando-o mais flexível e fácil de manusear. Essa característica facilita a realização de nós seguros e a adaptação ao tecido, sendo úteis em áreas de difícil acesso ou onde o posicionamento do fio é crítico. Contudo, a estrutura entrelaçada cria poros que podem reter fluidos e bactérias, elevando o risco de infecção (Xu *et al.*, 2022). Dessa forma, a escolha entre fios monofilamentares e multifilamentares deve considerar o balanço entre propriedades mecânicas, como rigidez e flexibilidade, e as demandas específicas de assepsia do procedimento cirúrgico.

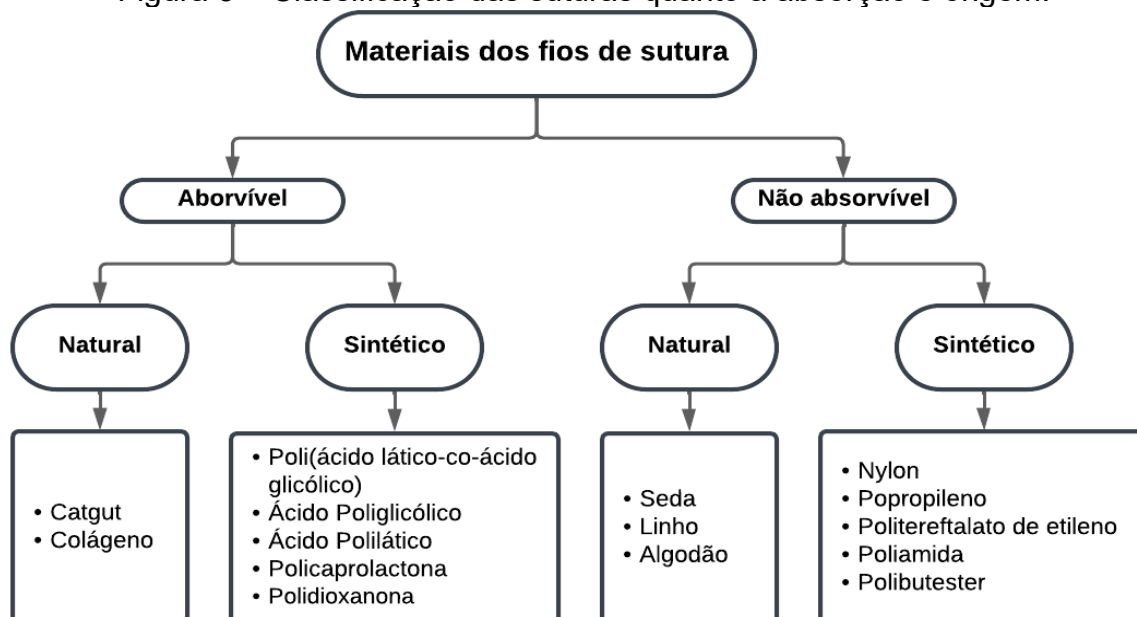
Dentre as classificações das suturas multifilamentares, existem duas possibilidades de morfologia, as suturas podem ser trançadas ou torcidas. As trançadas são formadas por múltiplos filamentos entrelaçados, enquanto as suturas torcidas são formadas por filamentos dispostos em espiral (Shah *et al.*, 2023). Considerando os seus aspectos, ambas oferecem alta flexibilidade, boa resistência à tração, em especial a trançada, e facilidade no manuseio dos nós (Li *et al.*, 2023). No

entanto, também apresentam um desafio comum relacionado à estrutura porosa, com espaços entre os filamentos, o que pode reter fluidos e microrganismos, aumentando o risco de infecção.

A absorção e a classificação das suturas quanto à sua natureza, sintética ou natural, estão diretamente relacionadas ao material utilizado na sua composição, que em sua maior parte é composto por polímeros. Os polímeros são macromoléculas formadas pela repetição de unidades estruturais chamadas monômeros, conectadas por ligações químicas, resultando em cadeias longas (Canevarolo Junior, 2024).

Quanto à absorção, as suturas são classificadas em absorvíveis e não absorvíveis (Figura 3), com base na capacidade do corpo de degradar e reabsorver o material ao longo do tempo. As absorvíveis são decompostas por processos hidrolíticos ou enzimáticos, conforme a composição do fio (Gillanders *et al.*, 2018), perdendo cerca de 50% de sua resistência em até 60 dias (Deng; Qasim; Ali, 2021; Dennis *et al.*, 2016). Esse tipo de sutura é amplamente utilizada devido à sua capacidade de se degradar sem deixar resíduos prejudiciais no organismo e de reduzir reações inflamatórias locais em comparação com as suturas não absorvíveis (Deng; Qasim; Ali, 2021). Além disso, os avanços tecnológicos têm permitido o desenvolvimento de suturas absorvíveis com propriedades otimizadas, como maior resistência à tração e capacidade de liberação controlada de fármacos, favorecendo a cicatrização (Xu *et al.*, 2022; Dennis *et al.*, 2016).

Figura 3 – Classificação das suturas quanto à absorção e origem.



Fonte: adaptado de Chinta, Gandam e Parcha (2022).

Por outro lado, os fios não absorvíveis, como nylon, seda e polipropileno, permanecem no tecido de forma indefinida ou até serem removidos (Xu *et al.*, 2022), mas são passíveis de causar irritação se deixadas em contato com o tecido por períodos extensos (Narasimhan *et al.*, 2023). Esses fios são indicados para situações que requerem suporte mecânico prolongado, como na pele, face ou tendões (Deng; Qasim; Ali, 2021).

As suturas também são classificadas em naturais e sintéticas, com base na origem do material utilizado em sua fabricação, que pode ser de polímeros naturais ou sintéticos (Satchanska, 2024). Polímeros naturais, como o colágeno e a quitosana, são derivados de fontes biológicas, como tecidos animais e microrganismos, e as suturas feitas a partir deles, como as de fibras de seda, destacam-se por sua biocompatibilidade intrínseca, o que facilita a interação com os tecidos (Li *et al.*, 2023). No entanto, essas suturas têm maior suscetibilidade a processos de degradação enzimática e variabilidade na qualidade, uma vez que são influenciadas por fatores biológicos e ambientais durante sua produção (La Harpe *et al.*, 2021).

Já as suturas sintéticas, como aquelas feitas de poliésteres, poliamidas ou polipropileno, são produzidas a partir de polímeros artificiais, muitas vezes derivados do petróleo, e oferecem maior controle sobre suas propriedades mecânicas e químicas (Yuan *et al.*, 2021). A versatilidade dos polímeros sintéticos permite a fabricação de suturas com características ajustáveis, como resistência à tração e tempos de degradação controlados, possibilitando tanto materiais absorvíveis quanto não absorvíveis, adequados para diferentes aplicações médicas (Li *et al.*, 2023).

3.1.2 Requisitos físicos, químicos e biológicos

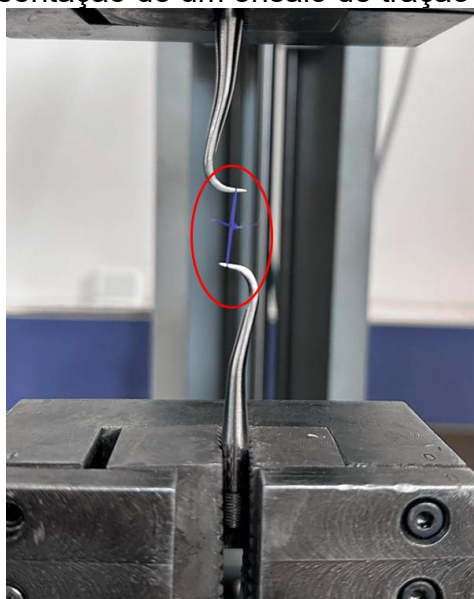
As suturas, como dispositivos médicos utilizados em tecidos biológicos, devem atender a rigorosos requisitos físicos, químicos e microbiológicos para assegurar sua eficácia e segurança durante o uso (ABNT, 2003). Entre esses requisitos, destacam-se as propriedades mecânicas, a estabilidade química e a compatibilidade biológica, que são fundamentais tanto para o desempenho do material no processo de cicatrização quanto para evitar efeitos adversos ao organismo (Maftai *et al.*, 2019).

No contexto das propriedades físicas, as características mecânicas das suturas são importantes para garantir o fechamento adequado das feridas e a restauração eficiente da integridade tecidual (Naleway *et al.*, 2014). Para isso, o desempenho

mecânico deve ser equilibrado, oferecendo resistência imediata suficiente sem comprometer o processo natural de recuperação do tecido. A eficiência das suturas é amplamente definida por atributos como resistência à tração, força de ruptura e elasticidade, que são fundamentais para a estabilidade da ferida, a integração com os tecidos circundantes e o desempenho a longo prazo em ambiente biológico (Thomas *et al.*, 2023).

A resistência à tração (Figura 4) é definida como a máxima tensão que um material consegue suportar antes de romper durante um ensaio de tração (Khiste; Ranganath; Nichani, 2013). Para as suturas, essa propriedade mecânica é uma das mais importantes, considerando que os fios devem ser capazes de suportar a tensão durante o processo de cicatrização sem sofrer rupturas prematuras. A resistência à ruptura está relacionada ao limite de carga que a sutura pode suportar no ponto antes da falha (Açan; Hapa; Barber, 2017). Os fios que apresentam baixa resistência à ruptura podem falhar em momentos críticos, comprometendo o fechamento da ferida e prorrogando o processo de cicatrização. Esse fator é especialmente importante em áreas do corpo onde os tecidos estão sujeitos a forças constantes de tração ou compressão, exigindo que o fio mantenha sua integridade até que o processo de cicatrização esteja suficientemente avançado (Thomas *et al.*, 2023).

Figura 4 – Representação de um ensaio de tração em fios de sutura.



Fonte: adaptado de Aktı *et al.* (2024).

Além disso, outra propriedade importante a ser avaliada é a elasticidade, que descreve a capacidade do fio de retornar à sua forma original após a aplicação de

uma força (Açan; Hapa; Barber, 2017). Nos fios, é fundamental que a sutura consiga se adaptar à dinâmica do tecido sem comprometer a sua integridade ao longo do tempo. Suturas que apresentam boa elasticidade podem reduzir o risco de perda de contato entre as bordas da ferida, contribuindo para uma cicatrização mais eficiente e reduzindo o risco de deiscência, que é a abertura espontânea das bordas da ferida após a sutura. (Thomas *et al.*, 2023).

Para a comercialização de fios de sutura, é necessário atender às regulamentações descritas na norma ABNT (2003), que especifica três tipos de ensaios obrigatórios. O primeiro é o ensaio de resistência à tração direta, que avalia a força máxima suportada pelo fio, o segundo é o ensaio de resistência ao encastamento, que mede a capacidade do fio de resistir à tração na fixação à agulha e o terceiro é o ensaio de resistência à tração sobre o nó, que determina a força suportada pelo nó antes de se romper. Conforme a norma ABNT (2003), os fios devem apresentar resistência à tração variando de 0,02 N, no caso de fios mais finos, até 223,67 N, para fios mais espessos. Esses valores dependem de fatores como o diâmetro do fio, que pode variar entre 0,001 mm e 1,299 mm, do material utilizado, que pode ser natural ou sintético, e da sua característica de absorvibilidade.

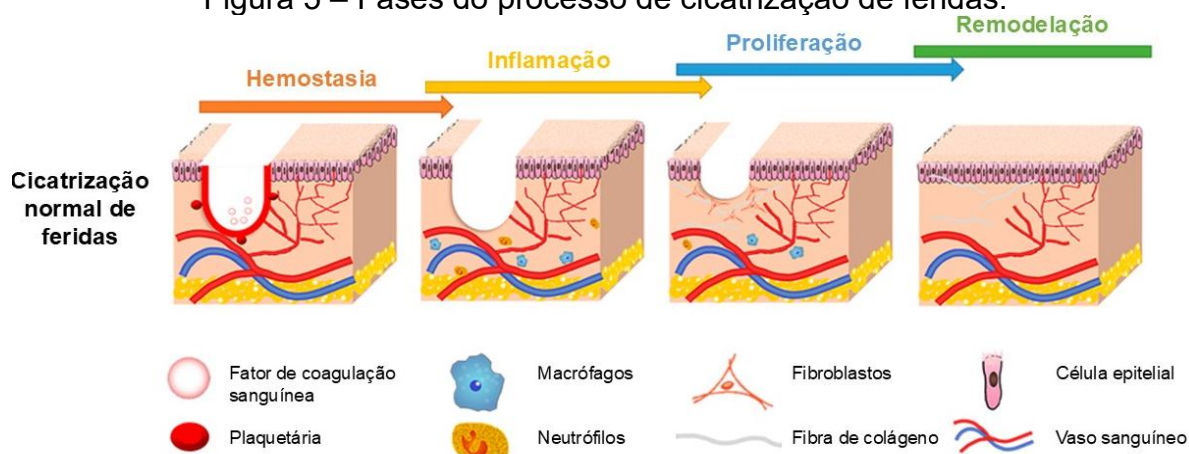
Dentre as propriedades químicas das suturas, o pH dos fluidos corporais destaca-se como um dos fatores mais determinantes para a absorção e a resistência do material. Padmakumar e Menon (2023) relataram que as variações no pH podem afetar significativamente a taxa de degradação e a estabilidade estrutural das suturas, especialmente as absorvíveis, que geralmente apresentam degradação acelerada em ambientes alcalinos. Já nas suturas não absorvíveis, o polipropileno mantém sua resistência à tração em uma ampla faixa de pH, enquanto o nylon apresenta redução em ambientes ácidos, e a seda é particularmente sensível a essas variações. Dessa forma, a escolha dos materiais deve priorizar a compatibilidade com as condições químicas do local de aplicação, evidenciando o impacto do pH como uma das variáveis mais críticas.

Considerando os requisitos biológicos, a biocompatibilidade das suturas é uma das suas principais características, pois um material biocompatível deve interagir com os tecidos vivos sem provocar reações adversas, como inflamação, rejeição ou toxicidade (Vijayan; Merlin; Jisha, 2023). A forma como o tecido reage ao material também é importante, já que reações intensas podem atrasar a cicatrização ou levar à formação de cicatrizes inadequadas.

3.1.3 Influências das suturas na cicatrização de feridas

A aplicação das suturas varia conforme a região do corpo e o tipo de tecido a ser reparado, pois cada área requer características específicas para garantir uma cicatrização eficiente e minimizar complicações. De modo geral, o processo de cicatrização de feridas (Figura 5) ocorre em quatro fases integradas: hemostasia, inflamação, proliferação e remodelação (Kimura; Tsuji, 2021).

Figura 5 – Fases do processo de cicatrização de feridas.



Fonte: Adaptado de Li *et al.* (2022).

Akombaetwa *et al.* (2022) demonstraram os efeitos das aplicações de nanofibras eletrofiadas no processo de cicatrização. Após a ocorrência de uma lesão, inicia-se a fase de hemostasia, que envolve a coagulação sanguínea e a formação de um coágulo pelas plaquetas, responsáveis por liberar fatores de crescimento que ativam a resposta inflamatória. Quando uma sutura é aplicada, ela auxilia na estabilização do tecido e aproximação das bordas da ferida, favorecendo uma cicatrização mais eficiente (Richard; Verma, 2021). Na fase de inflamação, células imunológicas, como neutrófilos e macrófagos, migram para o local da lesão, atuando na defesa contra infecções e na remoção de detritos celulares. Em seguida, na fase proliferativa, fibroblastos e células endoteliais promovem a formação de tecido de granulação e a angiogênese, enquanto ocorre a epitelização para restaurar a barreira cutânea. Finalmente, a fase de remodelação reorganiza o colágeno, aumentando a resistência e a estrutura do tecido cicatrizado, embora a força total original do tecido geralmente não seja completamente recuperada.

O tempo de cicatrização depende do tipo de tecido, da extensão da lesão e da saúde do paciente. Tecidos especializados, como fígado e músculos, regeneram-se de formas distintas e em diferentes ritmos. Feridas crônicas, como úlceras diabéticas e de pressão, tendem a cicatrizar lentamente devido a problemas circulatórios e neurológicos. Lesões complexas, como queimaduras e radiodermatites, também apresentam cicatrização prolongada por conta da baixa oxigenação e circulação, o que dificulta a regeneração e aumenta o risco de infecção (Akombaetwa *et al.*, 2022). Por esse motivo, não existe um modelo padrão de sutura ideal, uma boa sutura é aquela que atende a especificidades, como uma taxa de degradação e uma resistência mecânica compatíveis com o processo de cura do tecido (Xie *et al.*, 2022).

3.2 Polímeros biodegradáveis

A biodegradação de polímeros é um processo de degradação que resulta na decomposição do material, facilitada pela ação de agentes biológicos ou pela interação com moléculas de água, sendo particularmente relevante para a aplicação de biomateriais. Esse processo pode ser classificado em dois principais mecanismos: a degradação hidrolítica e a degradação enzimática (Tajvar; Hadjizadeh; Samandari, 2023). Na degradação hidrolítica, polímeros contendo ligações hidroliticamente lábeis, como ésteres, anidridos e carbonatos, sofrem clivagem dessas ligações em presença de água, resultando em uma degradação gradual de sua estrutura. Esse mecanismo é especialmente explorado em polímeros projetados para aplicações biomédicas, como polianidridos e poliésteres, por meio de técnicas como a polimerização por condensação ou por abertura de anel, uma das abordagens mais estudadas para criar materiais hidroliticamente degradáveis (Gazvoda *et al.*, 2021).

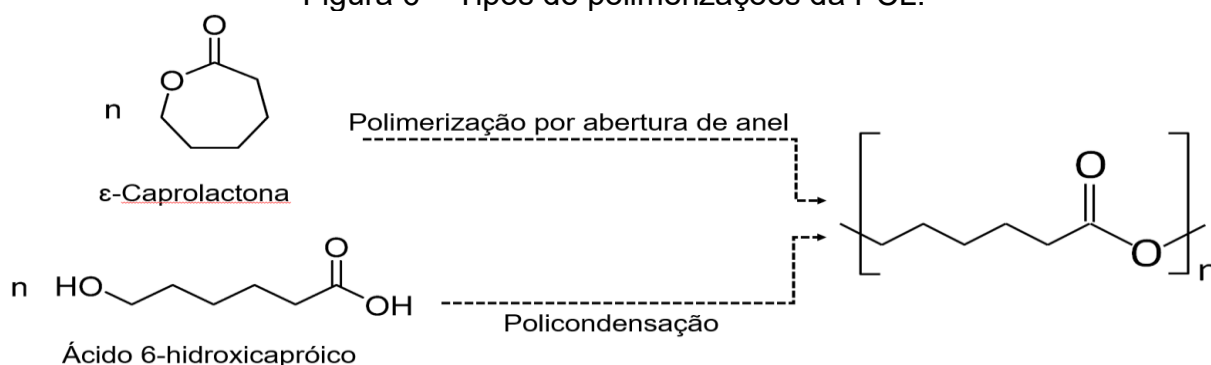
Já a degradação enzimática ocorre quando enzimas específicas interagem com o polímero, catalisando a quebra de ligações químicas em sua estrutura. Esse processo é altamente dependente da presença de enzimas adequadas e é comum em polímeros naturais, como a quitosana e a celulose, que apresentam pontos específicos em suas cadeias para a ação enzimática. Em ambientes biológicos, esse tipo de degradação é especialmente útil para o desenvolvimento de biomateriais que precisam ser gradualmente absorvidos pelo organismo, permitindo uma degradação controlada e previsível, com grande aplicabilidade em dispositivos de liberação controlada e sistemas de sutura absorvíveis (Zhu *et al.*, 2018).

Entre os polímeros mais usados para produção de suturas, destacam-se os poliésteres, como a policaprolactona (PCL), poli(ácido glicólico) (PGA), poli(ácido láctico) (PLA), o copolímero poli(ácido láctico-co-ácido glicólico) (PLGA) e o polidioxanona (PDO). Esses polímeros são escolhidos por sua biodegradabilidade controlada e propriedades mecânicas adequadas, além de serem capazes de suportar tensões durante o processo de cicatrização antes de serem reabsorvidos pelo organismo (Song *et al.*, 2018). Cada um desses materiais possui um perfil de degradação específico, permitindo ajustar a escolha do polímero de acordo com o tipo de tecido e o tempo necessário para a recuperação.

3.2.1 Policaprolactona

A policaprolactona (PCL) é um poliéster semicristalino com caráter hidrofóbico amplamente utilizado como biomaterial devido à sua biocompatibilidade, biodegradabilidade e boas propriedades mecânicas (Dwivedi *et al.*, 2020). A polimerização da PCL (Figura 6) é geralmente realizada por abertura de anel da ϵ -caprolactona, um monômero cíclico, o que leva à formação de longas cadeias de policaprolactona (Bartnikowski *et al.*, 2019). Embora a polimerização da PCL também possa ocorrer por policondensação, o processo de abertura de anel é o mais utilizado devido à sua eficiência e ao maior controle sobre as características do polímero. Este processo pode ser controlado para produzir materiais com diferentes pesos moleculares e, conseqüentemente, diferentes características físicas e mecânicas. A polimerização pode ser realizada em presença de catalisadores, como os óxidos metálicos, para obter uma produção eficiente do polímero com um controle preciso sobre a estrutura do material.

Figura 6 – Tipos de polimerizações da PCL.



Fonte: Bhadran *et al.* (2023).

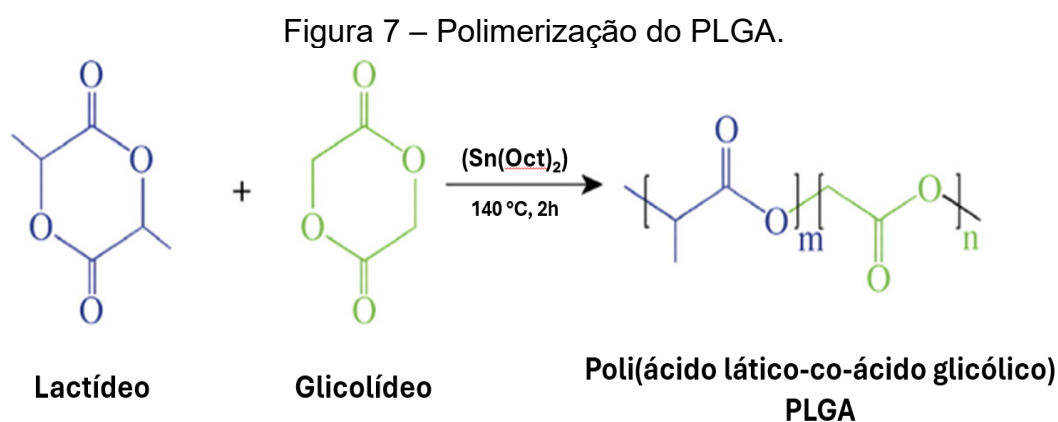
A biodegradação da PCL ocorre inicialmente por hidrólise não enzimática das ligações ésteres (Joseph *et al.*, 2019). Após atingir um peso molecular reduzido, a PCL pode ser fagocitado por células como os macrófagos. Esse processo gera subprodutos, como o ácido 6-hidróxi-hexanoico e a ϵ -caprolactona, que podem ser naturalmente eliminados ou metabolizados pelo organismo (Liu *et al.*, 2019). Embora seja um polímero biodegradável, a PCL apresenta um ritmo de degradação relativamente lento, com taxas que variam entre 1 e 3 anos, de acordo com estudos de Mondal, Griffith e Venkatraman (2016) e Arif *et al.* (2022). Essa característica torna-o adequado para aplicações biomédicas que exigem materiais com sustentação prolongada, como no caso de implantes. A estabilidade e resistência à degradação da PCL estão associadas à sua estrutura de unidades repetitivas de caprolactona, permitindo seu uso seguro em ambientes biológicos por períodos mais extensos.

Uma das características distintivas da PCL é sua cristalinidade, que influencia diretamente suas propriedades térmicas e mecânicas. Com uma temperatura de fusão (T_m) entre 55 e 60°C, que torna o material adequado em aplicações biomédicas, tendo em vista que a temperatura corporal média do corpo humano é de 37° C e não apresenta a fusão do material enquanto utilizado no corpo (Lai *et al.*, 2020). A temperatura de transição vítrea (T_g) próxima de -60°C, a PCL demonstra alta processabilidade, sendo solúvel em diversos solventes orgânicos e miscível com uma ampla gama de outros polímeros (Bartnikowski *et al.*, 2019). Essas propriedades térmicas, aliadas à sua estrutura semicristalina, conferem ao PCL uma resistência à tração, em torno de 10 a 43 Mpa considerando um material volumétrico (*bulk*), mas um elevado alongamento na ruptura, o que é benéfico para aplicações que exigem flexibilidade e conformidade estrutural (Dwivedi *et al.*, 2020; Bartnikowski *et al.*, 2019).

A biocompatibilidade e a permeabilidade da PCL a várias moléculas também tornam esse polímero adequado para engenharia de tecidos e dispositivos de liberação de fármacos de longo prazo (Raza *et al.*, 2024). Embora a PCL possua uma baixa resistência mecânica quando comparado a outros polímeros, ele é frequentemente combinado com outros materiais ou modificado por copolimerização para melhorar suas propriedades. Por exemplo, copolímeros de ϵ -caprolactona com DL-lactídeo ou glicolídeo foram desenvolvidos para suturas absorvíveis, que apresentam uma degradação mais rápida e menos rigidez, atendendo a diversas necessidades clínicas (Gao *et al.*, 2018).

3.2.2 Poli(ácido lático-co-ácido glicólico)

O poli(ácido lático-co-ácido glicólico) (PLGA) é um copolímero sintético biodegradável. Grande parte de suas aplicações está sobretudo na área biomédica no preparo de biomateriais e sistemas de liberação controlada (Ding; Zhu, 2018; Su *et al.*, 2021). O PLGA é altamente versátil, podendo ser processado em diversas formas, como partículas, filmes, fibras e *scaffolds*, o que amplia suas aplicações para a engenharia de tecidos e formulações de liberação prolongada de fármacos. Esse copolímero pode ser sintetizado por diferentes métodos de polimerização, sendo a polimerização por abertura de anel a mais utilizada, pois permite maior controle sobre a massa molar e a distribuição do peso molecular (Swider *et al.*, 2018). O PLGA é obtido pela copolimerização dos dímeros cíclicos lactídeo e glicolídeo (Figura 7), cuja proporção influencia a taxa de degradação do copolímero, já que, após a polimerização, esses dímeros originam as unidades repetitivas de ácido lático (LA) e ácido glicólico (GA) na cadeia polimérica (Moral *et al.*, 2023).



Fonte: Adaptado de Butreddy *et al.* (2021).

A degradação do PLGA ocorre por meio da hidrólise das ligações éster entre os monômeros de ácido lático e ácido glicólico. Esse processo é influenciado por diversos fatores, incluindo a proporção dos monômeros, a estrutura do polímero, o peso molecular e as condições ambientais, como a umidade (Elmowafy; Tiboni; Soliman, 2019). Chor *et al.* (2020) e Zhao *et al.* (2021) destacaram que a taxa de degradação do PLGA é modulada pela razão entre LA e GA. Os copolímeros com maior concentração de ácido lático, como 75/25 e 85/15, apresentam degradação mais lenta, ocorrendo em 4 a 5 meses e 5 a 6 meses, respectivamente, devido à maior

hidrofobicidade do ácido lático. Por outro lado, copolímeros com maior quantidade de ácido glicólico, como 50/50, degradam mais rapidamente, em aproximadamente 1 a 2 meses, devido à menor hidrofobicidade do PGA. Esse processo de degradação volumétrica resulta na formação de produtos como ácidos lático e glicólico, que podem ser metabolizados pelo organismo.

Em termos das propriedades físico-químicas, a temperatura de transição vítrea T_g do PLGA está acima da temperatura fisiológica de 37°C , o que faz com que o material permaneça em estado vítreo e rígido sob condições corporais normais, limitando a mobilidade de suas cadeias poliméricas (Makadia; Siegel, 2011). Essa característica é importante para biomateriais, como fios de sutura, pois afeta diretamente a taxa de degradação e a interação do material com o ambiente fisiológico. A T_g do PLGA é influenciada pela composição do copolímero, uma maior proporção de LA eleva a T_g , resultando em um material mais rígido e menos suscetível a uma degradação rápida (Liu; Mcennis, 2022). Em contrapartida, o aumento do teor de GA e do peso molecular reduz a T_g , conferindo maior flexibilidade ao material e acelerando sua taxa de degradação.

O PLGA é predominantemente amorfo, especialmente em proporções equilibradas de ácido lático e glicólico, como na razão 50:50. Essa configuração reduz a cristalinidade do material, o que, por sua vez, diminui a temperatura de fusão (Blasi, 2019). Em contrapartida, materiais com alto teor de ácido glicólico, como o PGA puro, apresentam elevada cristalinidade, resultando em uma T_m mais alta. No entanto, em copolímeros de PLGA, a cristalinidade é significativamente reduzida, tornando o material menos propenso a temperaturas de fusão elevadas e mais adequado para aplicações que requerem hidrólise controlada.

A composição de monômeros de LA e GA no PLGA exerce uma influência significativa em sua resistência mecânica, especialmente na resistência à tração, que é geralmente superior à do PCL, outro polímero biodegradável contendo grupos ésteres (Pawlik *et al.*, 2019). Essa resistência à tração do PLGA é diretamente afetada por sua estrutura molecular e pelos grupos terminais, que desempenham um papel na interação com a água e na taxa de hidrólise. Além disso, o PLGA apresenta propriedades mecânicas ajustáveis, permitindo a criação de dispositivos que combinam alta resistência inicial com flexibilidade progressiva ao longo do tempo.

3.2.3 Blendas poliméricas de PCL e PLGA

As blendas poliméricas são misturas físicas de dois ou mais polímeros ou copolímeros, em que a concentração do componente com menor fração macromolecular excede 2%, com o objetivo de combinar ou melhorar as propriedades dos materiais (Ray; Banerjee, 2022). Diferentemente dos copolímeros, nos quais há ligações químicas entre diferentes monômeros, as blendas são formadas apenas por interações físicas, como forças de Van der Waals e ligações de hidrogênio. Essa abordagem apresenta vantagens significativas, incluindo a viabilidade econômica, uma vez que a produção de blendas é geralmente mais acessível e menos complexa do que a síntese de copolímeros (Alzebdeh; Nassar, 2021).

A principal motivação para a criação de blendas poliméricas é o aprimoramento de diferentes propriedades dos materiais (Yahaya *et al.*, 2023). A combinação de polímeros distintos pode resultar em características e propriedades equilibradas, que não seriam alcançadas utilizando um único polímero isoladamente, como, por exemplo, a modificação da resistência mecânica e das taxas de biodegradação (Ramesh; Muthukrishnan, 2022). Para a obtenção dessas blendas, diversos métodos podem ser empregados, sendo os principais a mistura em solução, a mistura mecânica e a formação de redes poliméricas interpenetrantes (Passador; Pessan; Rodolfo Junior, 2006).

As blendas poliméricas podem ser classificadas de acordo com a interação entre os polímeros constituintes, sendo categorizadas como miscíveis, parcialmente miscíveis ou imiscíveis (Ramesh; Muthukrishnan, 2022). Em blendas miscíveis, ocorre a formação de uma única fase homogênea, garantindo propriedades uniformes ao material. Nas parcialmente miscíveis, há coexistência de fases, mas com algum grau de interação entre os polímeros, o que pode conferir melhorias em suas propriedades térmicas e mecânicas. Já nas blendas imiscíveis, a ausência de interação entre os polímeros resulta em uma separação completa de fases, o que pode comprometer a adesão interfacial e, consequentemente, suas propriedades mecânicas (Jayakumar *et al.*, 2022; Qin, 2016).

Ao considerar os polímeros PCL e PLGA, ambos pertencem à classe dos poliésteres biodegradáveis, mas apresentam taxas de degradação distintas. Além disso, embora possam apresentar resistência à tração em faixas semelhantes dependendo da formulação e processamento, eles diferem no módulo de elasticidade.

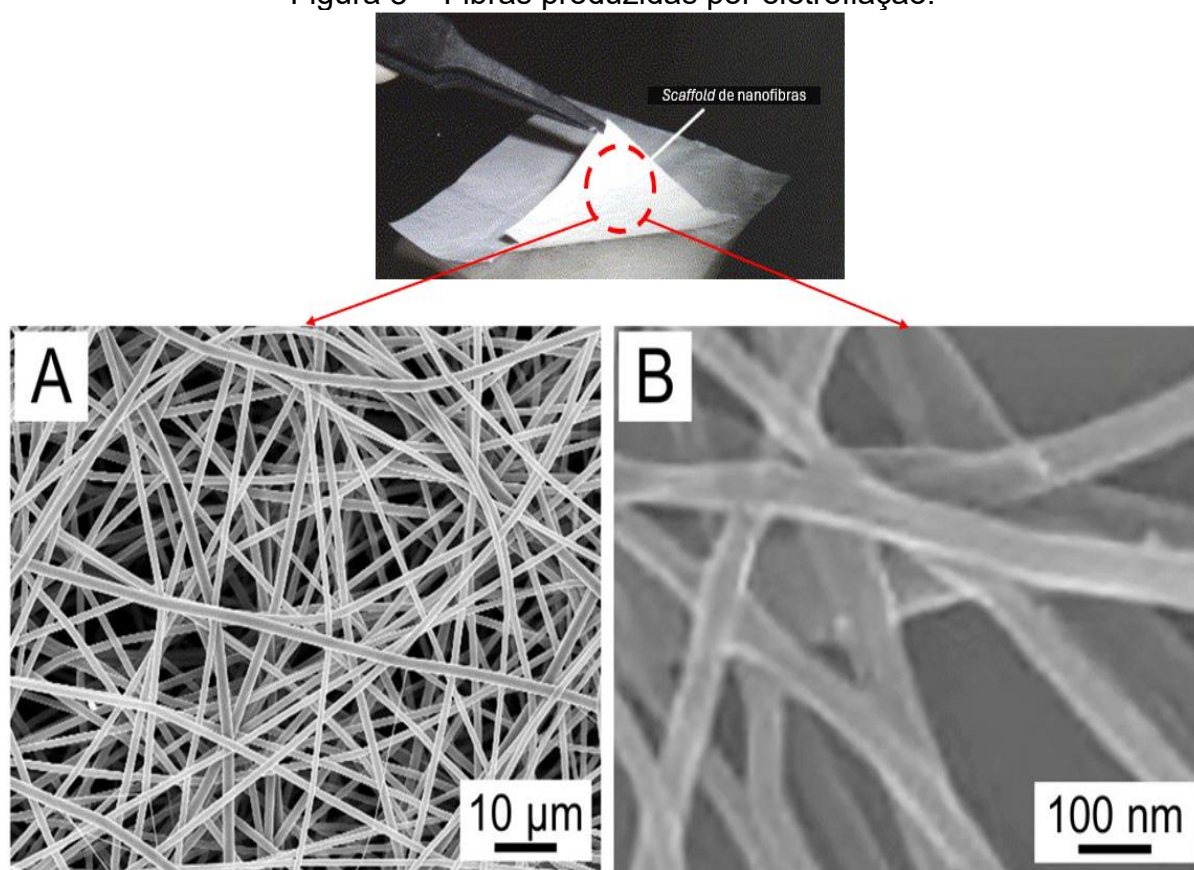
O PLGA é mais rígido, enquanto a PCL é mais flexível em temperatura ambiente, devido à sua menor temperatura de transição vítrea (Yusoff *et al.*, 2022). Em termos biológicos, o PLGA apresenta, de forma geral, melhor adesão celular, favorecendo a proliferação e o crescimento tecidual, enquanto a PCL tende a apresentar adesão celular reduzida, devido à sua superfície mais hidrofóbica e menos favorável à interação com proteínas de adesão (Ma *et al.*, 2021; Bazgir *et al.*, 2021). O PLGA tem um custo mais elevado, enquanto a PCL é mais acessível economicamente (Gharibshahian *et al.*, 2023). Dessa forma, a utilização de blendas de PCL e PLGA para a fabricação de fios de sutura é vantajosa, pois permite um equilíbrio entre as características desses polímeros, resultando em uma biodegradação controlada, boas propriedades mecânicas, propriedades biológicas adequadas e redução de custos.

Diversos estudos destacam os benefícios das blendas de PCL e PLGA em aplicações biomédicas. Chou e Woodrow (2017) observaram que a miscibilidade entre os polímeros permitiu um aumento significativo no módulo de Young das fibras eletrofiadas com maior proporção de PLGA. Pawlik *et al.* (2019) relataram melhora na resistência à tração e no módulo de elasticidade, além de alterações na resposta celular e na superfície, moduladas pela composição. As blendas também apresentaram redução da cristalinidade, favorecendo a degradação em ambiente biológico. Youssef *et al.* (2023) confirmaram o aumento da resistência mecânica e mudanças nas propriedades térmicas, influenciando na taxa de degradação. Rosalia *et al.* (2023) ainda demonstraram que a PCL atuou como plastificante, melhorando a homogeneidade das fibras e viabilizando *scaffolds* com propriedades adequadas para engenharia de tecidos.

3.3 Eletrofiação

A técnica de eletrofiação, desenvolvida como um método para a fabricação de fibras, destaca-se pela sua capacidade de produzir materiais contínuos e ultrafinos (Ding *et al.*, 2019). Baseada na aplicação de um campo elétrico de alta tensão, essa técnica permite que soluções, predominantemente poliméricas, sejam estiradas, solidificadas e transformadas em fibras com diâmetros extremamente reduzidos, que podem variar da escala nanométrica até a micrométrica (Figura 8).

Figura 8 – Fibras produzidas por eletrofiação.



Exemplos de ampliações microscópicas de mantas eletrofiadas

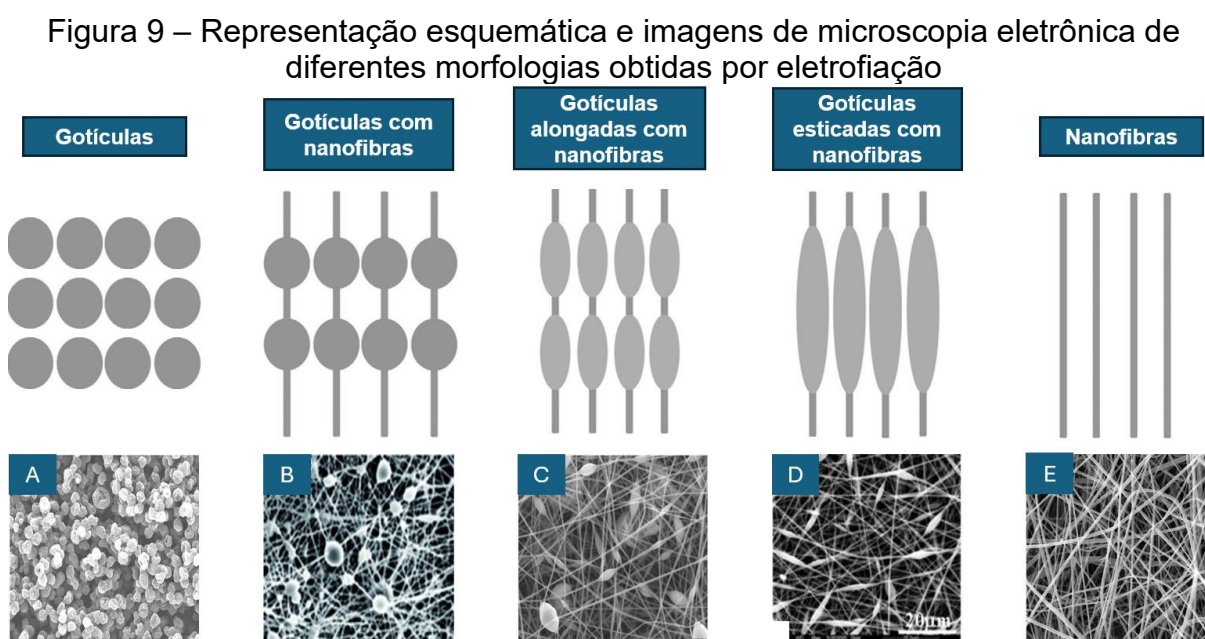
Fonte: Adaptado de Chong *et al.* (2007) e Xue *et al.* (2021).

O desenvolvimento da eletrofiação possui uma evidente trajetória histórica e foi relatada por Xue *et al.* (2019). Em 1600, William Gilbert já observava efeitos eletrostáticos em gotas de água, fenômeno que inspirou estudos subsequentes sobre eletricidade e fluidos. Em 1902, John Cooley e William Morton patentearam dispositivos para eletrofiação, enquanto Anton Formhals refinou esses equipamentos nos anos 1930 e 1940, favorecendo sua utilização na indústria têxtil. No período entre 1964 e 1969, Geoffrey Taylor desenvolveu o modelo matemático do "cone de Taylor", descrevendo a formação de um jato contínuo a partir de uma gota de solução sob campo elétrico intenso. Esses avanços, aliados ao desenvolvimento de ferramentas de caracterização nas décadas de 1980 e 1990, como microscópios eletrônicos, revitalizaram a técnica, permitindo a produção de nanofibras contínuas e com controle estrutural para diversas aplicações biomédicas e industriais (Mercante; Correa, 2023).

A eletrofiação oferece diversas vantagens, como a capacidade de modulação das propriedades das fibras, a alta área superficial e a elevada porosidade, que tornam as nanofibras ideais para interação celular em contextos biomédicos, como na

regeneração tecidual e liberação de fármacos (Luraghi; Peri; Moroni, 2021). No entanto, há desafios significativos, como o controle preciso dos parâmetros de processamento. A reprodutibilidade e a uniformidade das fibras requerem ajustes de variáveis, como os parâmetros de solução, processamento e ambientais, essenciais para garantir estabilidade no jato e qualidade das fibras (Rahmati *et al.*, 2021).

Embora a eletrofiação seja reconhecida como uma técnica para a obtenção de fibras contínuas e uniformes, diferentes morfologias também podem surgir em função das condições de processamento, das características da solução polimérica e do ambiente. Entre essas variações, destacam-se as partículas isoladas, geralmente esféricas, conhecidas como *beads*, e as gotículas distribuídas ao longo das nanofibras, caracterizando a morfologia *bead-on-string*. Essas denominações em inglês são amplamente utilizadas na literatura para descrever tais estruturas (Zhang; Xu; Liu, 2025; Huang *et al.*, 2020; Sun *et al.*, 2025). As morfologias podem apresentar diferentes formatos, como esféricos, alongados ou esticados, conforme ilustrado na Figura 9.



Nota: (A) gotículas; (B) gotículas com nanofibras; (C) gotículas alongadas com nanofibras; (D) gotículas esticadas com nanofibras; (E) nanofibras contínuas. Fonte: Adaptado de Amariei *et al.* (2017), Abdullah, Sekak e Ahmad (2015), García-Mateos *et al.* (2019), Cui, Zhou e Chang (2010) e Daraeinejad e Shabani (2021).

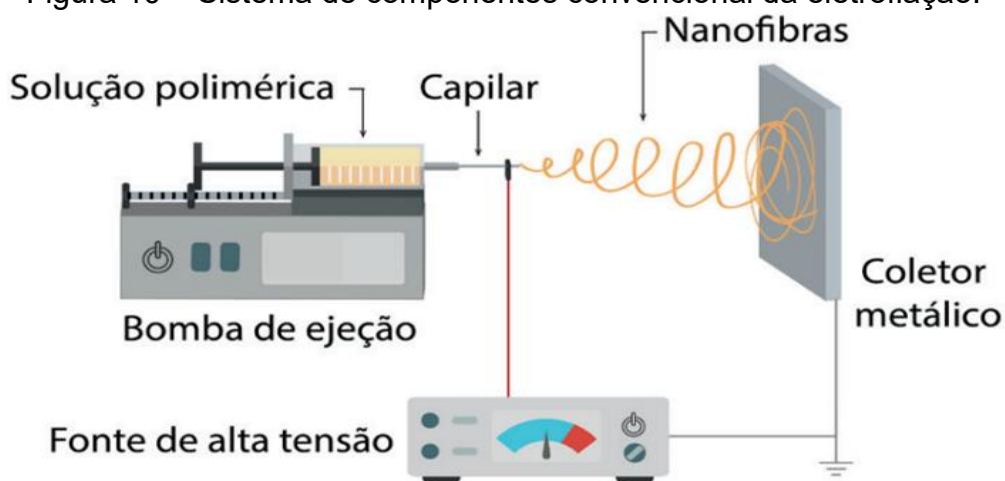
Estudos recentes têm demonstrado que as gotículas podem apresentar vantagens funcionais em aplicações específicas. Por exemplo, essas estruturas aumentam a área superficial do material, otimizando processos de adsorção e

filtragem (Rasouli; Pirsalami; Zebajad, 2020). Além disso, os *beads* podem favorecer a liberação controlada de fármacos, uma vez que o diâmetro e a quantidade de gotículas determinam a profundidade de encapsulamento e a taxa de liberação dos agentes bioativos (Chen *et al.*, 2023; Pan; Yang; Xu, 2023). Adicionalmente, a presença de *beads* possibilita a obtenção de superfícies super-hidrofóbicas e autolimpantes em materiais funcionais (Li *et al.*, 2021). Portanto, embora tradicionalmente considerados defeitos, as gotículas podem ser exploradas de maneira estratégica para potencializar propriedades desejadas em contextos biomédicos, ambientais e industriais.

3.3.1 Princípios e mecanismos de funcionamento

A eletrofiação é um processo eletrohidrodinâmico pelo qual uma solução polimérica, ao passar por uma agulha conectada a uma alta tensão, forma um jato e, após o alongamento e solidificação, gera nanofibras/microfibras (Xue *et al.* 2019). Os componentes principais (Figura 10) do sistema de eletrofiação incluem a fonte de alimentação, que fornece alta tensão elétrica, a seringa ou dispositivo de injeção que contém a solução polimérica, e o coletor, que pode ser produzido com diferentes geometrias, dependendo da conformação desejada para as fibras produzidas.

Figura 10 – Sistema de componentes convencional da eletrofiação.

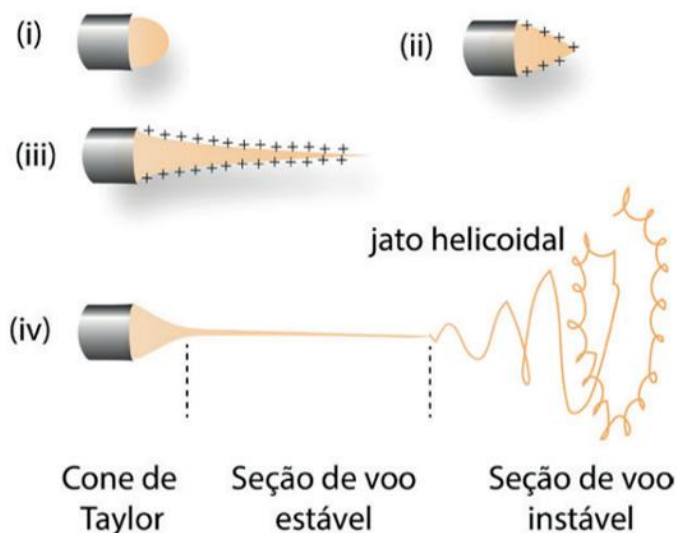


Fonte: Adaptado de Mercante e Correa (2023).

O processo se inicia quando a solução polimérica é extrudada da ponta da agulha através do controle da bomba de injeção, formando uma gota pendente devido à tensão superficial (Figura 11). O processo começa com a formação do Cone de

Taylor, que ocorre quando a tensão eletrostática aplicada é suficiente para superar a tensão superficial da solução. Neste estágio, a gota de líquido na ponta da seringa é deformada e assume uma forma cônica. A forma do cone é uma manifestação do equilíbrio entre a força eletrostática que puxa a solução em direção ao coletor e a força da tensão superficial que tenta manter a gota coesa.

Figura 11 – Formação das nanofibras através da solução polimérica.



Fonte: Adaptado de Mercante e Correa (2023).

Após esse fenômeno, ocorre o alongamento do jato carregado, onde a solução polimérica é puxada em direção ao coletor devido à força eletrostática (Luraghi; Peri; Moroni, 2021). Durante esse estágio, o jato é acelerado e alongado à medida que a distância entre a seringa e o coletor aumenta. A força eletrostática atua para superar a viscosidade da solução, permitindo que o jato se estenda consideravelmente.

À medida que o jato continua a se deslocar em direção ao coletor, ocorre o afinamento do jato, que é uma etapa crítica na formação de fibras nanométricas. O afinamento é influenciado pela viscosidade da solução, pela distância entre a seringa e o coletor, e pela intensidade do campo elétrico (Li *et al.*, 2021). Durante este estágio, o solvente evapora rapidamente, levando a um aumento na concentração do polímero na solução. Esse processo de evaporação contribui para a solidificação do jato, onde o solvente se dissipa e o polímero começa a se solidificar.

Finalmente, a deposição de fibras ocorre quando o jato carregado atinge o coletor, onde se solidifica e forma uma rede fibrosa. O padrão de deposição pode ser controlado por meio do ajuste da distância entre a agulha e o coletor, da vazão com

que a solução polimérica é extrudada pela seringa, da intensidade do campo elétrico aplicado e da rotação do coletor (Ding *et al.*, 2019). A estrutura e a morfologia das fibras depositadas dependem fortemente dos parâmetros de eletrofiação utilizados, e a otimização destes parâmetros é fundamental para garantir que as propriedades desejadas das fibras sejam alcançadas, como resistência mecânica, biocompatibilidade e capacidade de liberação controlada de fármacos.

3.3.2 Parâmetros da solução

Os parâmetros da solução polimérica são fundamentais para o processo de eletrofiação, pois influenciam diretamente a qualidade das nanofibras produzidas. Dentre os fatores mais relevantes estão o tipo de solvente, a viscosidade, a condutividade elétrica e a tensão superficial da solução polimérica (Shi *et al.*, 2022).

A escolha do solvente influencia diretamente a formação das fibras durante a eletrofiação, sendo necessário que ele dissolva o polímero de maneira eficiente e apresente uma taxa de evaporação equilibrada. Se a volatilidade for muito baixa, o solvente pode permanecer na estrutura das fibras, resultando em morfologias inadequadas ou até mesmo inviabilizando o processo (Chinnappan *et al.*, 2022). No entanto, solventes com alta volatilidade podem evaporar rapidamente, levando à obstrução da agulha e interrupções na deposição das fibras (Mercante *et al.*, 2023). Além disso, o solvente afeta diretamente a morfologia das fibras, sendo que soluções preparadas a partir de misturas de solventes podem melhorar a eletrofiação ao ajustar a taxa de evaporação e a solubilidade do polímero (Haider; Haider; Kang, 2018).

A viscosidade da solução está diretamente relacionada à concentração polimérica e à massa molar do polímero. Uma baixa viscosidade pode resultar na formação de partículas esféricas ou fibras com morfologias distintas, devido à menor coesão entre as cadeias poliméricas. Pelo contrário, uma viscosidade excessivamente alta pode dificultar a extrusão da solução pela agulha, levando ao entupimento e à produção de fibras de diâmetro maior (Haider; Haider; Kang, 2018). Para que a eletrofiação ocorra de forma estável, é essencial que haja um equilíbrio no emaranhamento das cadeias poliméricas, o que pode ser ajustado variando a concentração da solução e a escolha do solvente (Mercante *et al.*, 2023).

A condutividade da solução influencia diretamente a formação do cone de Taylor e a estabilidade do jato polimérico. De acordo com Long *et al.* (2019), em geral,

aumento da condutividade eleva a carga na superfície do fluido, intensificando as forças de repulsão entre as partículas carregadas. Isso resulta em um jato mais fino, já que a maior carga permite que as forças eletrostáticas superem as forças viscosas, promovendo a redução do diâmetro das fibras. Por outro lado, condutividades excessivamente altas podem gerar instabilidade no jato, resultando em fibras heterogêneas ou na interrupção do processo de eletrofiação (Haider; Haider; Kang, 2018). Assim, é necessário determinar um valor crítico de condutividade para cada sistema polimérico a fim de otimizar a morfologia das nanofibras.

Outro fator relevante é a tensão superficial da solução, que influencia diretamente a formação do jato eletrofiado. Para que a eletrofiação ocorra de maneira eficiente, as forças eletrostáticas precisam superar a tensão superficial da solução. Uma tensão superficial muito alta pode favorecer a formação de gotas em vez de fibras contínuas (Nazemi; Khodabandeh; Hadjizadeh, 2022).

3.3.3 Parâmetros do processamento

Os parâmetros do processo são determinantes na formação e na morfologia das nanofibras. Entre os fatores mais estudados destacam-se a tensão elétrica aplicada, a taxa de vazão da solução polimérica, a rotação do coletor, a distância entre a ponta da agulha e o coletor, e o diâmetro da agulha (Das *et al.*, 2021).

Um dos principais fatores é a tensão aplicada, que influencia diretamente a formação do cone de Taylor e o estiramento do jato da solução polimérica. Com o aumento da diferença de potencial, há uma intensificação da força eletrostática que atua sobre o jato, promovendo maior estiramento e, conseqüentemente, redução no diâmetro das fibras. No entanto, valores excessivos podem causar instabilidades, como a formação de gotículas, especialmente quando não há tempo suficiente para a evaporação do solvente antes da deposição no coletor (Chinnappan *et al.*, 2022; Refate *et al.*, 2023). Por outro lado, tensões muito baixas não são suficientes para gerar o cone de Taylor, impedindo a formação adequada das fibras (Mercante *et al.*, 2023).

A vazão da seringa influencia a quantidade de solução disponível para o processo e, por consequência, o tempo de secagem do solvente durante o percurso até o coletor (Ghaderpour *et al.*, 2021). Vazões elevadas dificultam a completa evaporação do solvente, resultando em fibras mais espessas ou úmidas e com

morfologias variadas, como a presença de gotas ao longo do fio (Chinnappan *et al.*, 2022). Por outro lado, uma taxa de fluxo baixa tende a favorecer um jato mais estável durante o processo e leva a produção de fibras com diâmetros menores (Nazemi; Khodabandeh; Hadjizadeh, 2022). Mas valores extremamente baixos podem levar à interrupção do jato e instabilidade no processo, sendo necessário um equilíbrio ideal para garantir a formação de fibras contínuas e uniformes (Refate *et al.*, 2023).

A distância entre a ponta da agulha e o coletor também exerce forte influência sobre o tempo de voo do jato e a secagem da fibra (Chinnappan *et al.*, 2022). Distâncias muito curtas podem impedir a evaporação adequada do solvente, causando deposição excessiva de material e formação de fibras mal definidas (Refate *et al.*, 2023). Por outro lado, distâncias excessivamente longas podem resultar em secagem prematura do jato, dispersão da trajetória e baixa adesão ao coletor, levando à formação de fibras com morfologia irregular (Xue *et al.*, 2019). A posição do coletor pode afetar a orientação das fibras formadas, um parâmetro importante para aplicações específicas, como em biomateriais e revestimentos (Mercante *et al.*, 2023). Portanto, encontrar a distância ideal entre a agulha e o coletor é essencial para aperfeiçoar a qualidade e as características das fibras produzidas.

A velocidade de rotação do coletor exerce influência direta na orientação das fibras durante a eletrofiação. Em velocidades mais baixas, as fibras tendem a se depositar de forma aleatória, enquanto em rotações mais elevadas ocorre o estiramento e o alinhamento das fibras ao longo da direção de rotação, favorecendo a formação de estruturas mais uniformes e organizadas (Nazemi, Khodabandeh; Hadjizadeh, 2022). Além disso, fatores como o diâmetro da agulha e a geometria do campo elétrico são fundamentais para a estabilidade do jato polimérico, uma vez que influenciam a intensidade e a direção das forças eletrostáticas atuantes, podendo resultar em variações na morfologia das fibras produzidas.

3.3.4 Parâmetros ambientais

A eletrofiação é um processo altamente sensível a condições ambientais, sendo influenciado por parâmetros como temperatura, umidade, fluxo de ar e pressão (Tayebi-Khorrami *et al.*, 2024).

A temperatura do ambiente e da solução polimérica está diretamente relacionada com a viscosidade da solução e na taxa de evaporação do solvente. Um

aumento na temperatura pode reduzir a viscosidade e acelerar a secagem das fibras, favorecendo a formação de estruturas mais finas e homogêneas e melhorando a eficiência da evaporação do solvente (Ghaderpour *et al.*, 2021). Entretanto, temperaturas muito elevadas podem levar à formação de fibras mais espessas, devido à rápida evaporação do solvente e à menor possibilidade de alongamento do jato carregado (Refate *et al.*, 2023).

A umidade relativa do ambiente também influencia diretamente a morfologia das fibras. Esse fator pode modificar a taxa de evaporação do solvente e afetar a tensão superficial da solução polimérica, resultando em variações no diâmetro das fibras (Refate *et al.*, 2023). Em condições de umidade elevada, a formação de poros na superfície das fibras pode ocorrer devido à condensação da água na superfície durante o processo de secagem. Enquanto em ambientes de baixa umidade, a evaporação acelerada pode levar ao crescimento do diâmetro das fibras e à formação de estruturas mais densas comprometendo a estabilidade do jato eletrofiado e a uniformidade das fibras. (Nazemi, Khodabandeh; Hadjizadeh, 2022; Mercante, 2023).

A pressão ambiente também pode afetar a eletrofiação, especialmente quando reduzida. Em pressões mais baixas, podem ocorrer fenômenos como a formação imprevisível de jatos e a presença de bolhas na ponta da agulha, comprometendo a estabilidade do processo (Vahid Tayebi-Khorrami, 2024). Além disso, quando a pressão é significativamente reduzida, a dissipação das cargas elétricas ocorre de forma direta, dificultando a estabilidade do jato eletrofiado e influenciando a formação das fibras.

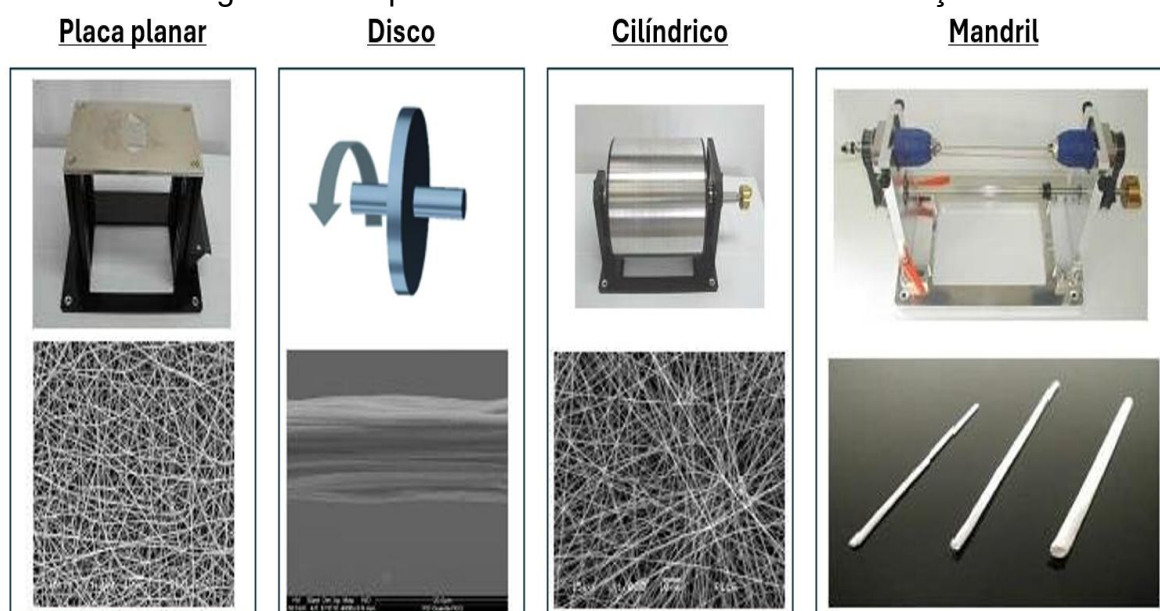
Ademais, a pressão atmosférica pode impactar a estabilidade do jato de polímero e, conseqüentemente, a qualidade das fibras. Condições ambientais controladas são, portanto, desejáveis para garantir a reprodutibilidade e a homogeneidade das fibras produzidas. O monitoramento e o controle desses parâmetros são essenciais para o desenvolvimento de materiais avançados com aplicações em diversas áreas, como biomateriais, filtros e revestimentos funcionais (Mercante *et al.*, 2023).

3.3.5 Tipos de coletores para a produção de suturas

Os coletores têm a função de capturar as nanofibras geradas a partir do jato de solução polimérica durante o processo de eletrofiação, além de influenciar diretamente

na estrutura e morfologia das fibras formadas. Nos sistemas convencionais, a maior parte das pesquisas em eletrofiação na área da saúde concentra-se na produção de filmes poliméricos, como mantas retangulares destinadas à regeneração de tecidos (Fahimirad *et al.*, 2021). Esse foco geométrico leva ao uso predominante de coletores em dois formatos principais: placas planas estacionárias, que resultam em fibras orientadas de forma aleatória, e cilindros rotatórios, que produzem fibras mais alinhadas no sentido da rotação, dependendo da velocidade aplicada. Mercante *et al.* (2023) também destacaram o uso de outros tipos de coletores com formatos variados, como grades ou discos, que permitem uma maior versatilidade na organização das fibras, conforme ilustrado na Figura 12.

Figura 12 – Tipos de coletores utilizados na eletrofiação.

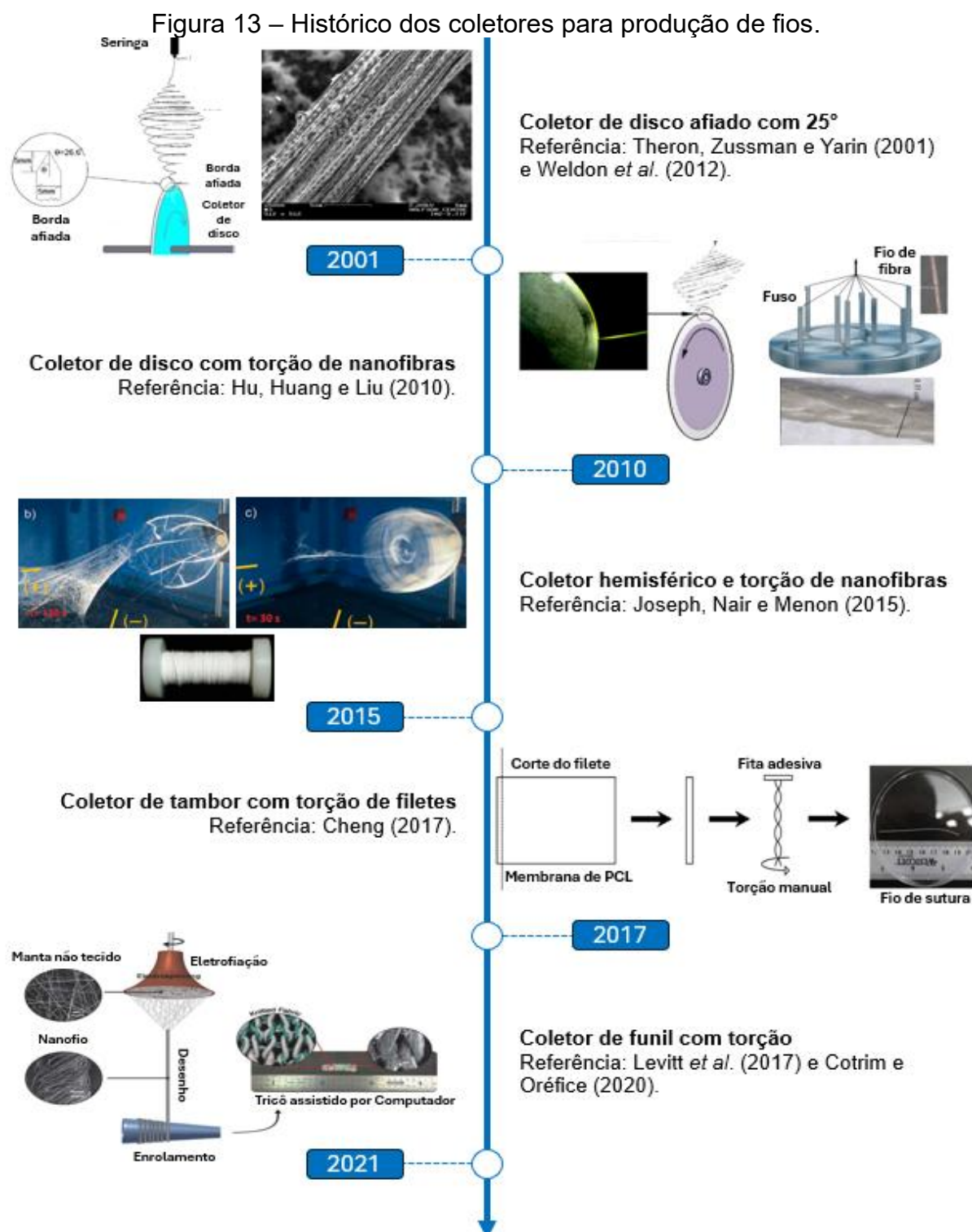


Fonte: Adaptado de Habeeb (2018) e Subrahmanya *et al.* (2021).

Considerando a produção de fios de sutura, a técnica de extrusão é a técnica mais utilizada comercialmente. Nesta técnica, a extrusão permite a fabricação de fios monofilamentares por meio de uma extrusora, onde o polímero é fundido, moldado e resfriado para formar um fio contínuo e uniforme (Deng; Qasim; Ali, 2021).

A eletrofiação tem se destacado como uma técnica promissora para a produção de fios de sutura multifilamentares, devido à capacidade de gerar nanofibras com alta área superficial capazes de serem convertidas em suturas, porosidade controlada e possibilidade de incorporação de fármacos. No entanto, a conformação de fios a partir de nanofibras ainda apresenta desafios relacionados à escolha de coletores

adequados e processos de pós-tratamento, como estiramento e torção. A Figura 13 apresenta as principais abordagens descritas na literatura para a produção de fios por eletrofiação, com destaque para as configurações de coletores e os métodos de processamento aplicados.



Fonte: próprio autor (2025) e imagens adaptadas de Theron, Zussman e Yarin (2001), Hu, Huang e Liu (2010), Joseph, Nair e Menon (2015), Cheng (2017), Levitt *et al.* (2017).

Theron, Zussman e Yarin (2001) introduziram o conceito de alinhamento assistido por campo eletrostático para orientar nanofibras durante a eletrofiação. Este trabalho foi uma referência para estudos posteriores, como Weldon *et al.* (2012), que adaptaram o método para desenvolver suturas que liberam anestésicos localmente. Ambos os estudos empregaram discos rotativos como coletores, aproveitando a borda afiada de 25° para intensificar o campo eletrostático e alinhar as fibras ao longo do eixo do disco.

Avançando na utilização de discos rotativos, Hu, Huang e Liu (2010) projetaram sistemas que maximizavam a coleta de fibras alinhadas. Após a coleta, processos de estiramento e torção foram aplicados para eliminar tensões internas e uniformizar as propriedades mecânicas das fibras, tornando-as mais adequadas para aplicações em suturas.

Joseph, Nair e Menon (2015) desenvolveram um sistema inovador com um coletor hemisférico equipado com eletrodos pontuais. A rotação do coletor gerava um fluxo de ar que facilitava a deposição das fibras em um ponto focal central. O agrupamento e a torção subsequentes resultaram em um fio contínuo e coeso, demonstrando a viabilidade de coletores com geometria aberta para a produção de fios.

Fios contínuos com arquitetura específica foram obtidos por Padmakumar *et al.* (2016), que utilizaram um coletor rotativo modificado com múltiplos eletrodos pontuais. Essa configuração garantiu a uniformidade do campo elétrico e a formação de fibras bem organizadas, otimizando sua aplicabilidade.

Outra abordagem foi adotada por Chen *et al.* (2017), que processaram membranas de nanofibras obtidas em cilindros convencionais. Essas membranas foram cortadas em tiras e submetidas a um processo de torção, resultando em fios cilíndricos com diâmetros ajustáveis. Apesar da eficácia demonstrada, o método de torção específico não foi detalhado no estudo.

Levitt *et al.* (2017, 2018) exploraram modificações em sistemas de eletrofiação para preparar nanofios utilizando coletores de formato cônico, como funis, em vez de hemisférios. Essas alterações permitiram o controle mais preciso da coleta e conformação das fibras, mostrando-se promissoras para aplicações em suturas. Cotrim e Oréfice (2020) aplicaram técnicas semelhantes para produzir fios multifilamentares biocompatíveis à base de PCL e seda, incorporando pontos quânticos de carbono para funcionalidades adicionais. O uso de coletores específicos

e ajustes nos parâmetros de eletrofiação possibilitaram a formação de fios com características desejadas para biotêxteis.

4 METODOLOGIA

4.1 Etapas do procedimento experimental

A metodologia deste trabalho foi estruturada em uma sequência integrada de etapas experimentais, abrangendo desde o desenvolvimento de dispositivos até a produção e caracterização de fios de sutura de PCL/PLGA obtidos por eletrofiação.

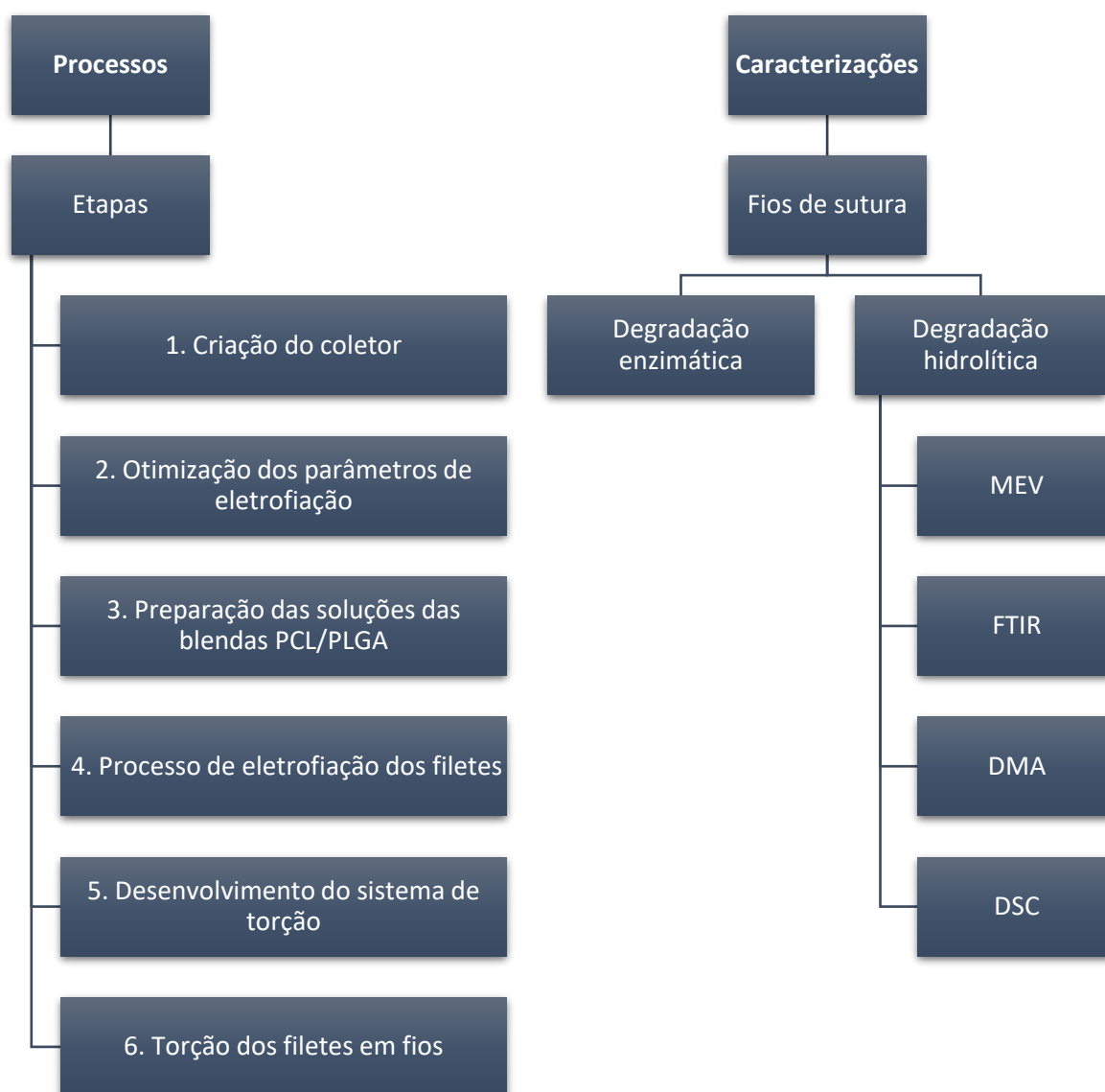
Inicialmente, foi desenvolvido um coletor rotativo em formato de disco fino, projetado para ser acoplado superficialmente ao equipamento de eletrofiação. Esse coletor possibilitou a deposição de tiras retangulares de nanofibras para as etapas subsequentes. Em seguida, foram realizados estudos experimentais para definição e otimização dos parâmetros de eletrofiação, bem como das soluções poliméricas contendo diferentes proporções da blenda PCL:PLGA (100:0, 90:10, 80:20, 70:30 e 60:40), utilizadas na produção das tiras.

Posteriormente, foi construído um sistema de torção com mecanismo rotacional controlado, projetado para transformar as tiras de nanofibras, obtidas com auxílio do coletor desenvolvido em formato de disco, em fios cilíndricos contínuos. As tiras foram fixadas entre duas extremidades do sistema e submetidas ao processo de torção, resultando na formação de fios com morfologia adequada para aplicação como sutura.

Ao final, os fios obtidos a partir das diferentes composições da blenda de PCL/PLGA foram submetidos a um estudo de degradação hidrolítica e enzimática, realizados em solução salina tamponada com fosfato (PBS) a 37 °C, durante 60 dias e 30 dias, respectivamente. O processo de degradação hidrolítica foi monitorado por meio de análises de perda de massa, intumescimento, microscopia eletrônica de varredura (MEV), espectroscopia no infravermelho com transformada de Fourier (FTIR), análise dinâmico-mecânica (DMA) e calorimetria exploratória diferencial (DSC). Essas técnicas permitiram avaliar as alterações morfológicas, físico-químicas, mecânicas e térmicas ao longo do tempo, com o objetivo de identificar a formulação mais promissora conforme os critérios estabelecidos pela ABNT (2003).

A Figura 14 apresenta o fluxograma com o resumo das atividades experimentais realizadas ao longo do projeto.

Figura 14 – Fluxograma das atividades da pesquisa.

FLUXOGRAMA DO DESENVOLVIMENTO DE FIOS DE SUTURA

Fonte: próprio autor (2025).

4.2 Materiais e equipamentos

Os materiais e equipamentos utilizados neste trabalho estão listados respectivamente na Tabela 1 e 2.

Tabela 1 – Materiais utilizados no projeto.

Material	Fórmula química	Peso molecular (g·mol ⁻¹)	Fabricante
Água deionizada	H ₂ O	18,01	Meu Filtro
Diclorometano	CH ₂ Cl ₂	84,93	Fmaia
Dimetilformamida	C ₃ H ₇ NO	73,10	Fmaia
Filamento de PLA	(C ₃ H ₄ O ₂) _n	-	3DFila
Fosfato de potássio monobásico	KH ₂ PO ₄	136,09	Êxodo Científica
Fosfato de sódio bibásico anidro	Na ₂ HPO ₄	141,96	Synth
Lipase do pâncreas suíno	-	-	Sigma-Aldrich
PCL	(C ₆ H ₁₀ O ₂) _n	Mn = 80.000	Aliexpress
PLGA (50:50)	[C ₃ H ₄ O ₂] _x [C ₂ H ₂ O ₂] _y	Mn = 24.000-38.000	Sigma-Aldrich

Nota: (-) Não informado pelo fornecedor. Fonte: próprio autor (2025).

Tabela 2 – Equipamentos utilizados no projeto.

Equipamento / Instrumento	Marca e modelo
Agitador magnético com aquecimento	LineLab, HS-12
Analizador dinâmico-mecânico	TA Instruments, DMA 850
Balança analítica	Shimadzu, ATX224
Calorímetro de varredura diferencial	PerkinElmer, DSC6000
Equipamento de eletrofiação	3DBS, Electrospinning Triple
Espectrômetro de FTIR	Shimadzu, Espectrômetro IR Prestige 21
Estufa de incubação	LimaTec, LT 502/200
Impressora 3D	Creality Ender 3 V3 KE
Máquina metalizadora	Sputtering Quick Coater, SC-701
Microscópio Eletrônico de Varredura	Hitachi, TM4000Plus
pHmetro	Marte científica OneSense, pH2500

Fonte: próprio autor (2025).

4.3 Métodos

4.3.1 Desenvolvimento do coletor de eletrofiação

O coletor de eletrofiação desenvolvido foi baseado nos estudos de Chen *et al.* (2017), que utilizaram coletores cilíndricos convencionais para depositar nanofibras, posteriormente cortadas em tiras de diferentes larguras e torcidas para formar fios de sutura. Neste trabalho, o objetivo foi projetar um coletor capaz de adaptar-se ao modelo cilíndrico existente no equipamento, permitindo a deposição controlada de fibras em um formato específico. Para isso, foi desenvolvido um coletor em formato de disco com 6 mm de largura, raio interno de 44,5 mm e raio externo de 65 mm. Essa

configuração foi projetada para produzir fibras com 6 mm de largura e comprimento de 408 mm, otimizando sua utilização no processo de torção para a fabricação de fios suturas.

Além do disco principal (Figura 15), foram desenvolvidas peças cilíndricas auxiliares para cobrir o restante do coletor metálico interno, com o objetivo de inibir a condutividade do mesmo e garantir o bom funcionamento do processo de eletrofiação. O desenho do coletor e das peças auxiliares foi feito utilizando o *software Fusion 360* da *Autodesk*, seguido do processo de fatiamento no *software Cura* para permitir a impressão 3D.

Figura 15 – Desenho do coletor no formato de disco.



Fonte: próprio autor (2025).

Os parâmetros de fatiamento utilizados no *software Cura* foram configurados com a altura da camada definida em 0,2 mm, enquanto a densidade de preenchimento foi configurada em 20%, utilizando o padrão *grid*. A velocidade de impressão foi ajustada para 200 mm·s⁻¹, e a temperatura de extrusão mantida em 200°C, considerando o uso do material PLA. A temperatura da mesa de impressão foi ajustada para 60°C, e, para melhorar a estabilidade da peça durante a impressão, foi

utilizado um *brim* como adesão à mesa, aumentando a área de contato e prevenindo o deslocamento da peça.

A impressão foi realizada em uma impressora *Creality Ender 3 V3 KE*, utilizando filamento PLA com diâmetro de 1,75 mm e bico de extrusão de 0,4 mm. Após a impressão, as dimensões da peça foram verificadas com um paquímetro digital.

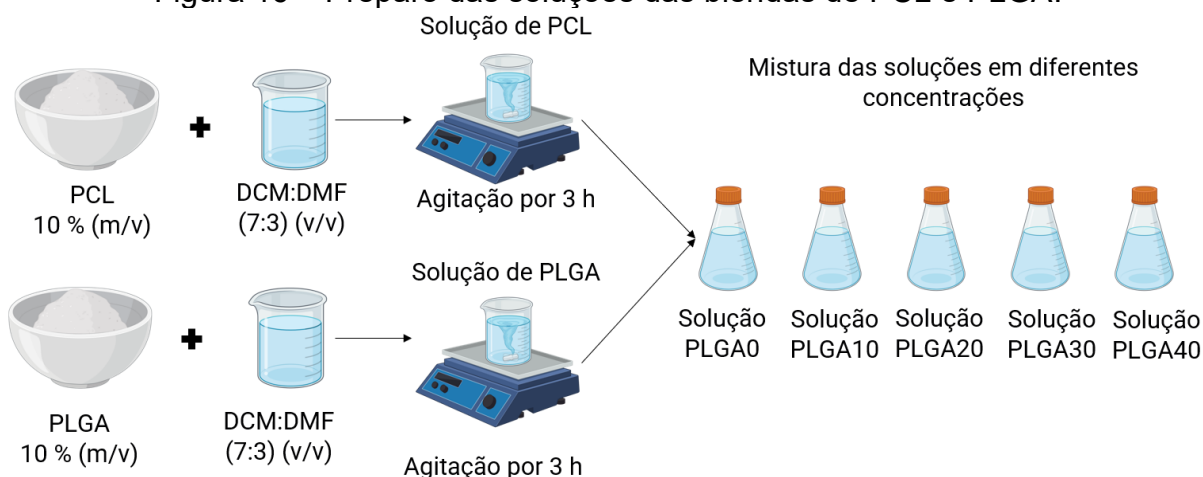
Após a confecção e conferência das dimensões, as peças impressas foram encaixadas no coletor metálico cilíndrico já existente, assegurando um ajuste adequado para o processo de eletrofiação. Além disso, para permitir que houvesse condutividade elétrica na superfície externa do disco para o processo de eletrofiação, foi fixada uma fita adesiva de cobre de 6 mm de largura sobre essa superfície e feito um contato com a parte condutora do equipamento.

4.3.2 Preparo das soluções de fiação

Inicialmente, foram preparadas separadamente duas soluções poliméricas: uma de policaprolactona e outra de poli(ácido lático-co-ácido glicólico), ambas dissolvidas em uma mistura de diclorometano (DCM) e dimetilformamida (DMF) na proporção 7:3 ($v \cdot v^{-1}$), conforme os parâmetros descritos por Fahimirad *et al.* (2021). A solução de PCL foi preparada na concentração de 10% $m \cdot v^{-1}$, utilizando-se 28 mL de DCM e 12 mL de DMF, totalizando 40 mL. De forma análoga, a solução de PLGA foi preparada com a mesma concentração (10% $m \cdot v^{-1}$), utilizando-se 7 mL de DCM e 3 mL de DMF, totalizando 10 mL.

A partir dessas soluções-mãe, foram elaboradas diferentes composições de blendas poliméricas, por meio da mistura em distintas proporções dos volumes das soluções de PCL e PLGA, conforme apresentado na Figura 16 e na Tabela 3. As formulações obtidas foram denominadas PLGA0, PLGA10, PLGA20, PLGA30 e PLGA40, indicando respectivamente as porcentagens crescentes de PLGA em relação ao volume total.

Figura 16 – Preparo das soluções das blends de PCL e PLGA.



Fonte: próprio autor (2025).

Tabela 3 – Composição das soluções das blends poliméricas.

Nomenclatura	Blenda PCL/PLGA (%)	Concentração final das soluções % (m·v ⁻¹)
PLGA0	100/0	10%
PLGA10	90/10	10%
PLGA20	80/20	10%
PLGA30	70/30	10%
PLGA40	60/40	10%

Fonte: próprio autor (2025).

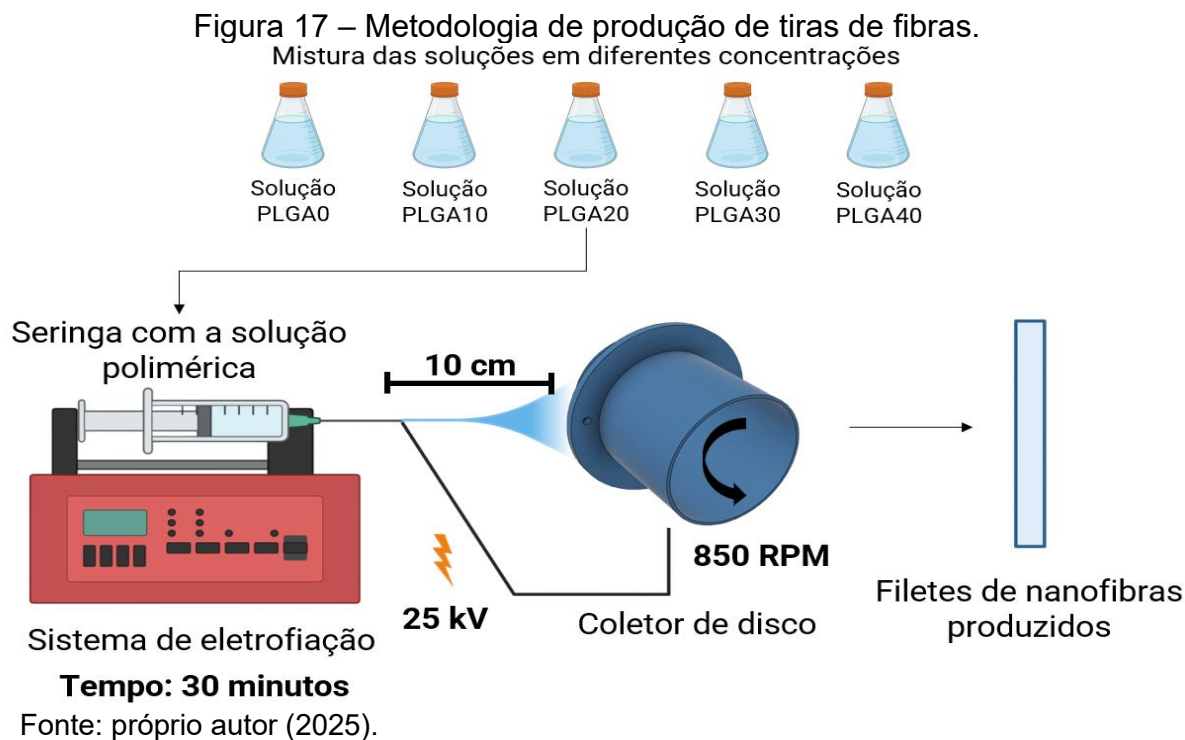
4.3.3 Processo de eletrofiação das fibras de PCL e PLGA

O processo de eletrofiação foi realizado utilizando um equipamento 3DBS. As soluções poliméricas previamente preparadas foram inseridas separadamente em seringas plásticas de 10 mL, que foram então acopladas individualmente ao equipamento. Cada seringa foi conectada a uma agulha hipodérmica de calibre 21G (cor verde), posicionada a 10 cm de distância do coletor. A injeção da solução foi controlada por uma bomba de infusão, com vazão fixada em 3 mL·h⁻¹. Durante a eletrofiação, uma tensão de 25 kV foi aplicada entre a agulha e o coletor. As condições ambientais foram monitoradas por sensores de temperatura e umidade, mantendo a temperatura em (24 ± 2) °C e a umidade relativa entre 55% e 60%. Parâmetros similares de eletrofiação são descritos na literatura (Weldon *et al.*, 2012).

As fibras foram depositadas sobre um coletor de disco rotativo com 6 mm de largura, revestido com superfície condutiva e operando a 850 rpm. Cada sessão de eletrofiação foi conduzida por 30 minutos, com o objetivo de formar filetes com aproximadamente 400 mm de comprimento, adequados para a etapa posterior de

torção. Após a eletrofiação e secagem, as amostras foram cuidadosamente removidas do coletor e armazenadas para posterior pós-processamento e caracterização.

A Figura 17 apresenta a metodologia detalhada, ilustrando o processo de eletrofiação e os passos subsequentes para a obtenção das tiras de fibras.



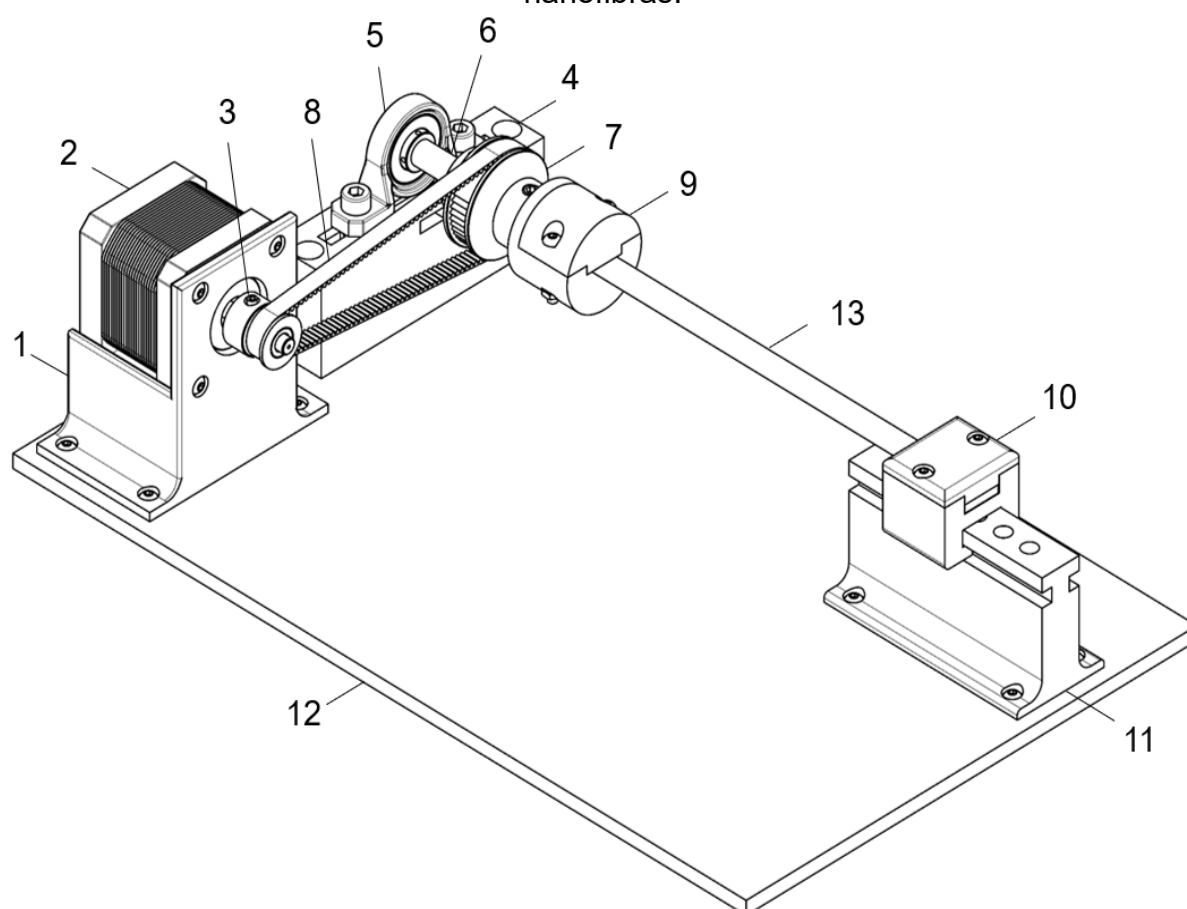
4.3.4 Desenvolvimento do sistema de torção de fibras eletrofiadas

O dispositivo de torção foi desenvolvido com o objetivo de garantir a torção uniforme de filetes de nanofibras produzidos por eletrofiação, permitindo a obtenção de fios de sutura cilíndricos. O desenvolvimento do sistema foi dividido em três partes principais, sendo a base, as peças projetadas em 3D e o sistema de controle eletrônico.

A base do dispositivo foi confeccionada em uma chapa de madeira com dimensões de 325 mm × 225 mm, proporcionando estabilidade durante o processo de torção. As peças principais foram projetadas no *software Fusion 360* e incluem o patim com eixo linear, responsável por fixar uma das extremidades do filete de nanofibras, o acoplador giratório, conectado ao eixo do atuador mecânico e responsável por prender a outra extremidade do filete, e o suporte do atuador mecânico, que assegura a fixação e o alinhamento do motor na base.

Após a modelagem das peças no *Fusion 360*, as peças foram impressas conforme as mesmas descrições de equipamentos e parâmetros utilizados na metodologia da confecção do coletor. Em seguida, foram montadas no dispositivo. O acoplador foi conectado ao eixo do atuador mecânico, enquanto o patim foi fixado ao eixo linear, possibilitando o ajuste do comprimento do filete. O atuador mecânico foi integrado a uma placa microcontroladora (Arduino), permitindo o controle da rotação durante a torção. A montagem final do dispositivo está apresentada na Figura 18.

Figura 18 – Vista em perspectiva do sistema automatizado para torção de filetes de nanofibras.



Nota: (1) suporte do atuador mecânico; (2) atuador mecânico; (3) polia dentada menor; (4) suporte do rolamento; (5) rolamento; (6) eixo linear do rolamento; (7) polia dentada maior; (8) correia dentada; (9) acoplador da nanofibra; (10) patim; (11) eixo linear do patim; (12) base rígida; (13) filete de nanofibras. Fonte: próprio autor (2025).

4.3.5 Torção das fibras eletrofiadas para produção de fios

A torção dos filetes de fibras para a produção de fios de sutura foi realizada com base na adaptação dos estudos de Chen *et al.* (2017), que inicialmente

produziram fios torcidos de forma manual. Contudo, a fim de manter uma torção mais uniforme dos filetes e minimizar possíveis erros manuais, neste trabalho, foi utilizado um sistema automatizado de torção, desenvolvido com auxílio do *software Universal Gcode Sender* (UGS).

Cada filete de nanofibras eletrofiadas, previamente produzido, foi cortado ao meio e fixado nas extremidades do sistema de torção, composto por uma base com duas partes: uma estática e outra móvel. A operação do sistema foi programada utilizando um *software* de controle numérico computadorizado (CNC), permitindo o ajuste preciso dos parâmetros de torção. O controle do movimento baseou-se em códigos no formato "G X F", na qual, o G indica o comando de movimentação linear, o X corresponde à distância de deslocamento em milímetros e o F define a velocidade de movimentação em milímetros por minuto, ($\text{mm}\cdot\text{min}^{-1}$).

Por se tratar de um sistema inovador de torção automatizada de nanofibras, a metodologia inicial consistiu na padronização dos parâmetros operacionais. Para isso, foram realizados ensaios exploratórios que fixaram a velocidade de movimentação em F4000 ($4000\text{ mm}\cdot\text{min}^{-1}$), enquanto a variável X foi ajustada até o momento de ruptura do fio, sendo o tempo de torção monitorado por um cronômetro digital.

Após os testes exploratórios, os parâmetros definitivos para a produção dos fios foram padronizados no código "G1 X2600 F4000", garantindo a uniformidade das amostras destinadas às análises. A configuração do sistema permitiu que as fibras girassem em torno de seu próprio eixo a uma velocidade de 30 rotações por minuto (RPM) durante um período de (47 ± 2) segundos, para a produção de fios de sutura. Após o processo de torção, cada fio de sutura foi cuidadosamente retirado do sistema e armazenado para ensaios posteriores.

4.3.6 Distribuição das amostras de fios de sutura para caracterização

As amostras dos fios de sutura foram organizadas de acordo com as diferentes concentrações de PCL e PLGA utilizadas na produção das blendas poliméricas. A quantidade de fios destinada a cada ensaio foi determinada com base no tipo de caracterização a ser realizada e no comprimento necessário para cada análise. Cada filete de nanofibras produzido por eletrofiação possibilitou a confecção de dois fios de sutura torcidos, com aproximadamente 10 cm de comprimento cada, os quais foram devidamente organizados e armazenados para uso posterior.

Os fios foram submetidos às seguintes análises: ensaio degradação hidrolítica e enzimática, microscopia eletrônica de varredura, espectroscopia no infravermelho com transformada de Fourier, análise dinâmico-mecânica e calorimetria exploratória diferencial. Para padronização, os comprimentos dos fios foram ajustados manualmente com tesoura, sendo estabelecidos 1,5 cm para as análises de FTIR e DMA, e 3,0 cm para as análises de MEV, DSC e degradação. Os ensaios de DMA e degradação foram realizados em triplicata, e os resultados foram expressos como média $\pm$ desvio padrão.

A Tabela 4 apresenta a quantidade de fios destinada a cada análise, distribuídos conforme as concentrações de PLGA e PCL.

Tabela 4 – Quantitativo de fios de sutura para as análises.

Amostra	MEV (fios)	DSC (fios)	FTIR (fios)	DMA (fios)	Degradação (fios)
PLGA0	3	2	6	18	3
PLGA10	3	2	6	18	3
PLGA20	3	2	6	18	3
PLGA30	3	2	6	18	3
PLGA40	3	2	6	18	3

Fonte: próprio autor (2025).

4.3.7 Ensaio de degradação hidrolítica

O ensaio de degradação hidrolítica foi realizado para avaliar a degradação dos fios de sutura em solução tampão fosfato salino (PBS) com pH 7,4, simulando as condições fisiológicas do corpo humano. O preparo da solução PBS envolveu a formulação de duas soluções básicas, uma contendo fosfato de potássio monobásico ($13,61 \text{ g}\cdot\text{L}^{-1}$) e outra contendo fosfato de sódio bibásico anidro ($14,20 \text{ g}\cdot\text{L}^{-1}$), ambas dissolvidas em água destilada. Para ajustar o pH a 7,4, essas soluções foram misturadas na proporção de 81% v.v⁻¹ de fosfato de potássio monobásico e 19% v.v⁻¹ de fosfato de sódio bibásico anidro.

As amostras totais de fios, detalhadas anteriormente na Tabela 4, foram distribuídas em quatro caixas organizadoras com tampa constituídas por polímero termoplástico cada uma com 21 divisórias. Em cada divisória, foram adicionados 20 mL da solução PBS, onde as amostras dos fios de sutura, com diferentes concentrações de PLGA e PCL, foram submersas. As caixas, ilustradas na Figura 19, foram mantidas tampadas em estufa a uma temperatura controlada de $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$ por

60 dias, simulando as condições fisiológicas. A solução de PBS foi trocada de cada divisória a cada 7 dias para evitar a proliferação de fungos.

Figura 19 – Amostras de fios de sutura em caixas com divisórias na estufa.



Fonte: próprio autor (2025).

Durante o ensaio, amostras foram retiradas periodicamente para caracterização por técnicas como MEV, DSC, FTIR e DMA, conforme os intervalos de tempo descritos na Tabela 5. Adicionalmente, foram realizadas análises de intumescimento e de perda de massa, conforme os dias de coleta detalhados na Tabela 6.

Tabela 5 – Intervalos de coleta de amostras para serem caracterizadas por MEV, DSC, FTIR e DMA.

Amostra	MEV (dias)	DSC (dias)	FTIR e DMA (dias)
PLGA0	0, 28 e 60	0 e 60	0, 7, 14, 28, 42 e 60
PLGA10	0, 28 e 60	0 e 60	0, 7, 14, 28, 42 e 60
PLGA20	0, 28 e 60	0 e 60	0, 7, 14, 28, 42 e 60
PLGA30	0, 28 e 60	0 e 60	0, 7, 14, 28, 42 e 60
PLGA40	0, 28 e 60	0 e 60	0, 7, 14, 28, 42 e 60

Fonte: própria do autor (2025).

Tabela 6 – Intervalos de coleta de amostras para degradação hidrolítica.

Amostra	Degradação hidrolítica (dias)
PLGA0	2, 3, 5, 7, 14, 21, 28, 35, 42, 49, 56 e 60
PLGA10	2, 3, 5, 7, 14, 21, 28, 35, 42, 49, 56 e 60
PLGA20	2, 3, 5, 7, 14, 21, 28, 35, 42, 49, 56 e 60
PLGA30	2, 3, 5, 7, 14, 21, 28, 35, 42, 49, 56 e 60
PLGA40	2, 3, 5, 7, 14, 21, 28, 35, 42, 49, 56 e 60

Fonte: própria do autor (2025).

A análise de intumescimento foi conduzida nos dias 2 e 3, com o objetivo de avaliar a absorção inicial de fluido pelas amostras. Três fios de cada concentração,

com 3 cm de comprimento, foram retirados da solução PBS, secos cuidadosamente com papel absorvente e pesados imediatamente em balança analítica. O grau de intumescimento foi calculado com base na diferença entre a massa úmida e a massa seca, conforme a Equação 1 (Vázquez *et al.*, 2019):

$$\text{Intumescimento (\%)} = \frac{|\text{Massa úmida (mg)} - \text{Massa inicial (mg)}|}{\text{Massa inicial (mg)}} \times 100 \quad (1)$$

Após esse período inicial de absorção, observou-se o início da degradação efetiva a partir do quinto dia de imersão. A partir dessa etapa, foi realizada a análise de perda de massa.

Para a análise de perda de massa, três fios de 3 cm de comprimento de cada concentração foram retirados nos intervalos indicados na Tabela 6. Após a retirada, as amostras foram secas com papel absorvente e deixadas por 30 minutos em temperatura ambiente para garantir a eliminação da umidade residual antes de serem medidas em uma balança analítica. O cálculo da perda de massa foi realizado utilizando a Equação 2, considerando a diferença entre as massas inicial e final (Gao *et al.*, 2018).

$$\text{Perda de massa (\%)} = \frac{|\text{Massa inicial (mg)} - \text{Massa final (mg)}|}{\text{Massa inicial (mg)}} \times 100 \quad (2)$$

Na qual a massa inicial é a massa da amostra medida antes da imersão na solução PBS e a massa final é a massa medida nos dias previamente selecionados para análise (Tabela 6).

4.5.8 Ensaio de degradação enzimática

Com o objetivo de complementar a avaliação da biodegradabilidade, foi realizado um ensaio de degradação enzimática utilizando apenas a formulação PLGA40, selecionada por apresentar maior taxa de degradação hidrolítica. As amostras foram imersas em solução tampão PBS (pH 7,4) contendo lipase do pâncreas suíno (concentração final de $1 \text{ mg} \cdot \text{mL}^{-1}$) (Gao *et al.*, 2018). O ensaio foi conduzido em estufa a $(37 \pm 1)^\circ\text{C}$ por até 30 dias.

Três fios com 3 cm de comprimento foram acondicionados em tubos individuais com 20 mL da solução enzimática e retirados em diferentes intervalos de tempo: 12 horas, 1, 2, 3, 5, 7, 10, 14, 21, 28 e 30 dias. Após a coleta, as amostras foram lavadas com água destilada, secas com papel absorvente, deixadas em temperatura ambiente por 30 minutos e pesadas em balança analítica. A perda de massa foi calculada conforme a Equação 2, já descrita na seção anterior (Vázquez *et al.*, 2019).

4.5.9 Análise morfológica por microscopia eletrônica de varredura

A análise morfológica das suturas foi realizada por microscopia eletrônica de varredura, com o objetivo de avaliar o diâmetro das nanofibras e dos fios de sutura ao longo do tempo de degradação. As amostras foram retiradas dos ensaios de degradação hidrolítica nos dias 0, 28 e 60, sendo imediatamente submetidas à secagem com papel absorvente até a completa remoção da umidade. Em seguida, foram fixadas em *stubs* de alumínio por meio de fita condutiva de carbono e recobertas com uma fina camada de ouro, utilizando o equipamento *Quick Coater SC-701*, sob corrente de 4,0 mA durante 80 s.

As análises foram conduzidas em um microscópio eletrônico de varredura Hitachi TM4000Plus, operando a uma diferença de potencial de 10 kV. A aquisição das imagens foi realizada no modo de detecção por elétrons retroespalhados (BSE – *Backscattered Electrons*), com ampliação de 120 vezes para os fios de sutura e de 3000 vezes para as nanofibras.

Os diâmetros dos fios de sutura foram determinados a partir de 15 medições aleatórias, enquanto os diâmetros das nanofibras foram medidos com base em 100 fibras selecionadas aleatoriamente. As análises foram realizadas utilizando o *software ImageJ*, e os dados obtidos foram organizados e representados por histogramas de distribuição de diâmetro, elaborados no *software Origin 8.5*, juntamente com as curvas de ajuste gaussiano correspondentes.

4.6.10 Espectroscopia no Infravermelho por Transformada de Fourier

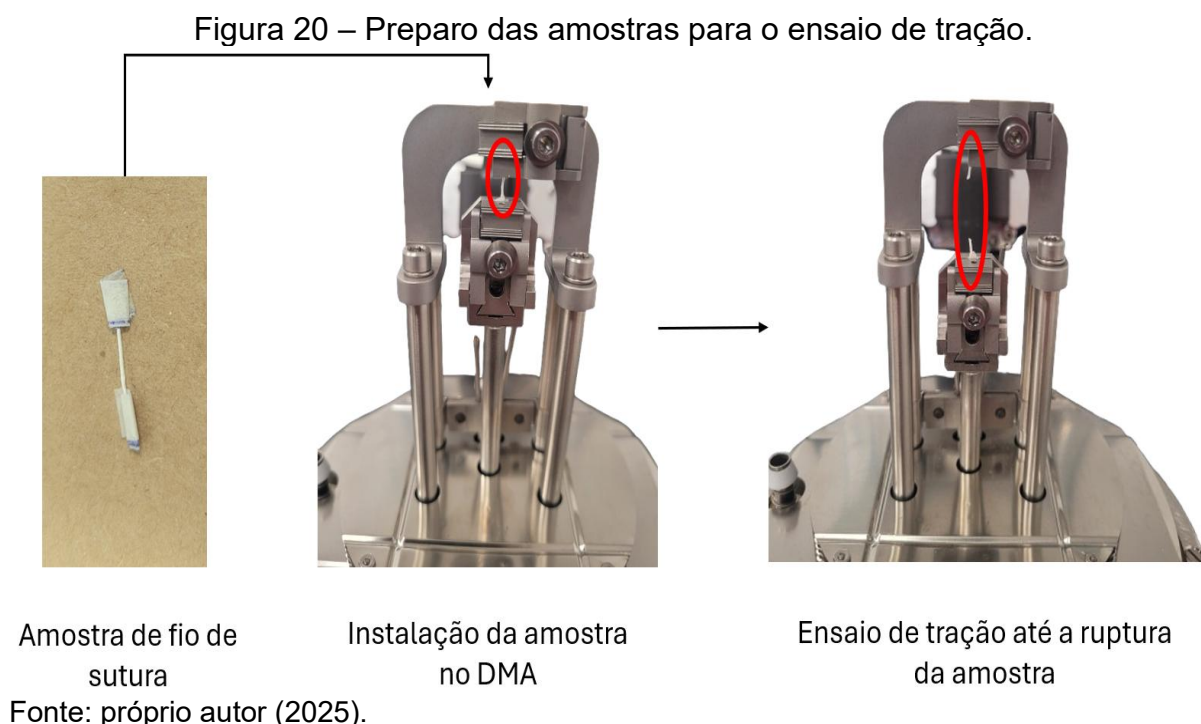
As amostras de fios de sutura foram coletadas dos ensaios de degradação hidrolítica nos dias 0, 7, 14, 28, 42 e 60. Após a coleta, foram imediatamente secas manualmente com papel absorvente até a completa remoção da umidade.

A análise foi realizada por espectroscopia no infravermelho com transformada de Fourier, utilizando espectrômetro IRPrestige-21 (*Shimadzu*), acoplado a acessório de refletância total atenuada (ATR). O experimento foi conduzido na faixa espectral de 4000 a 400 cm^{-1} , com resolução de 2 cm^{-1} e número de 52 varreduras por espectro. Os resultados obtidos foram plotados no *software Origin 8.5* e analisados, permitindo a identificação das bandas características dos materiais estudados.

4.5.11 Ensaio mecânicos

Os ensaios de resistência à tração foram realizados com o objetivo de avaliar o impacto da degradação hidrolítica nas propriedades mecânicas dos fios de sutura ao longo do tempo de imersão em solução PBS à 37°C. Foram mensurados parâmetros como tensão na ruptura, deformação e módulo de elasticidade (módulo de *Young*) das amostras após diferentes períodos de incubação.

Os ensaios foram conduzidos utilizando o equipamento DMA 850, operado com uma pré-carga de 0,01 N, uma taxa de aplicação de carga de 1 $\text{N} \cdot \text{min}^{-1}$, e temperatura controlada de 24 °C. Para garantir uma fixação segura e evitar deformações ou tensões indesejadas no momento do fechamento das garras, as extremidades das amostras foram previamente recobertas com fita crepe (Figura 20).



As amostras foram analisadas em triplicata para cada concentração de material e período específico de incubação em solução de PBS. A área da seção transversal dos fios foi estimada com base na medição do diâmetro dos fios, realizada com o auxílio de um paquímetro digital e utilizada no cálculo da tensão aplicada, conforme a Equação 3:

$$\text{Tensão } (\sigma) \text{ (Mpa)} = \frac{\text{Força (N)}}{\text{Área da seção transversal do fio (mm}^2\text{)}} \quad (3)$$

A deformação na ruptura foi calculada pela variação relativa do comprimento do fio durante o ensaio, de acordo com a Equação 4:

$$\text{Deformação na ruptura (\%)} = \left(\frac{L_f - L_o}{L_o} \right) \times 100\% \quad (4)$$

O comprimento inicial L_o é corresponde ao tamanho da amostra de fio medido antes do ensaio, e o comprimento final L_f é o tamanho da amostra de fio medido automaticamente pelo *software* TRIOS no momento da ruptura.

O módulo de elasticidade foi determinado a partir da inclinação da curva tensão-deformação na região elástica do material, por meio do *software Origin 8.5*, conforme a Equação 5:

$$\text{Módulo de Young (MPa)} = \left(\frac{\text{Tensão } (\sigma) \text{ (Mpa)}}{\text{Deformação (mm)}} \right) \quad (5)$$

4.5.12 Calorimetria de varredura diferencial

As análises de calorimetria de varredura diferencial foram realizadas utilizando o equipamento DSC 6000 da *PerkinElmer*, operando sob atmosfera de nitrogênio com fluxo de 50 mL·min⁻¹.

As amostras de fios de sutura foram coletadas nos dias 0 e 60 do ensaio de degradação hidrolítica. Após a coleta, os fios foram secados manualmente com papel absorvente até a completa remoção da umidade. Pequenos fragmentos das amostras foram recortados e acondicionados em cadinhos de alumínio. Para referência, PCL e

PLGA em *pellets* também foram analisados, sem passar pelo ensaio de degradação, eletrofiação ou torção.

As massas das amostras analisadas estão apresentadas na Tabela 7.

Tabela 7 – Massas das amostras analisadas por DSC

Amostras	Massa (mg) dia 0	Massa (mg) dia 60
PCL <i>pellet</i>	5,0	-
PLGA <i>pellet</i>	6,1	-
PLGA0	4,7	7,3
PLGA10	3,9	6,7
PLGA20	1,2	1,2
PLGA30	2,8	6,0
PLGA40	3,1	5,0

Nota: Para as amostras de PCL e PLGA em *pellets*, o dia 0 refere-se à matéria-prima empregada na preparação das blendas, não submetida a eletrofiação, torção ou degradação. (-) indica ausência de análise no dia 60. Fonte: própria do autor (2025).

Cada amostra foi submetida a três etapas de variação térmica em sequência: um primeiro ciclo de aquecimento de 30 °C a 120 °C, com taxa de aquecimento de 10 °C·min⁻¹; seguido por um ciclo de resfriamento de 120 °C a -40 °C, com taxa de -10 °C·min⁻¹; e, por fim, um segundo ciclo de aquecimento de -40 °C a 120 °C, também com taxa de 10 °C·min⁻¹.

Após o término do ensaio, as curvas térmicas obtidas foram analisadas por meio do software *Origin 8.5*, a partir do qual foram determinadas as temperaturas de transição vítrea (T_g), cristalização (T_c) e fusão (T_m), bem como a entalpia de fusão (ΔH_f), utilizada para o cálculo do grau de cristalinidade (X_c), conforme a Equação 6:

$$X_c(\%) = \frac{\Delta H_f \left(\frac{\text{mJ}}{\text{mg}} \right)}{\Delta H_{f100\%} \left(\frac{\text{mJ}}{\text{mg}} \right) \times \omega_{PCL}} \times 100 \quad (6)$$

Em que ΔH_f representa a entalpia de fusão medida da amostra (em mJ·mg⁻¹) e $\Delta H_{f100\%}$ é o valor da entalpia de fusão do PCL 100% cristalino, considerado como 136 mJ·mg⁻¹ (Ivanov *et al.*, 2025) e ω_{PCL} é a fração mássica de PCL na blenda.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 Avaliação do coletor para produção de fios

O coletor de disco com espessura de 6 mm foi desenvolvido com o objetivo de direcionar a deposição das fibras em formato de filete retangular durante o processo de eletrofiação. A escolha do formato foi baseada nos estudos de Chen *et al.* (2017), que demonstraram a possibilidade de torcer filetes de fibras para a produção de fios. Duas características principais do coletor foram avaliadas, a geometria dimensional e a aplicação prática na produção de fios.

Em termos de geometria, o coletor projetado e fabricado apresentou dimensões finais compatíveis com o modelo estabelecido no desenho técnico, conforme medições realizadas com paquímetro digital. O coletor (Figura 21) apresentou largura de $6,01 \pm 0,04$ mm, raio interno de $44,55 \pm 0,05$ mm e raio externo de $65,34 \pm 0,12$ mm. A precisão dimensional obtida garantiu a adequação do coletor ao processo de eletrofiação. A formação de filetes de nanofibras foi corroborada pelos estudos de Chen *et al.* (2017), que utilizou um coletor em formato de tambor cilíndrico. No entanto, ao contrário do método dos autores, que exigia o corte manual das fibras em dimensões variadas, o coletor desenvolvido neste trabalho elimina essa etapa, reduzindo a variabilidade associada ao manuseio manual. Além disso, a impressão 3D permitiu a fabricação de coletores com largura uniforme de 6 mm, resultando em filetes mais precisos e consistentes.

Figura 21 – Coletor de eletrofiação no formato de disco.

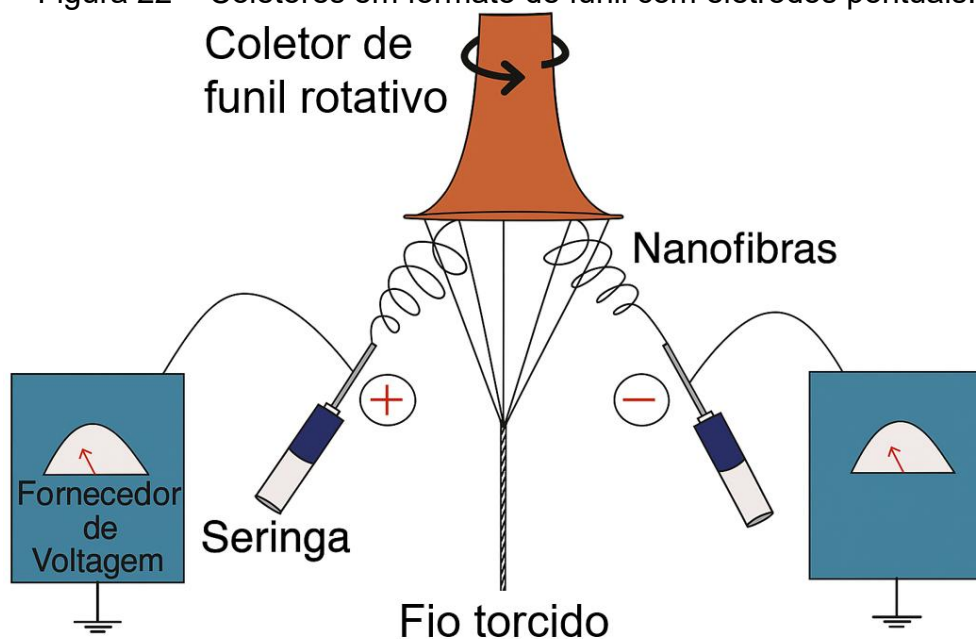


Fonte: próprio autor (2025).

O uso do coletor no formato de disco permitiu a produção de fios com maior controle dimensional e versatilidade. A largura de 6 mm foi escolhida por possibilitar a obtenção de propriedades mecânicas superiores nos fios produzidos Chen *et al.* (2017). Além disso, o desenho gráfico e a impressão 3D oferecem a flexibilidade de ajustar a largura do disco, permitindo a produção de filetes mais finos ou mais espessos, adaptáveis a diferentes aplicações de suturas, que podem variar de 0,2 mm a 12 mm de diâmetro (ABNT, 2003). Este trabalho se diferencia de estudos anteriores, como os de Theron, Zussman e Yarin (2001), Weldon *et al.* (2012) e Hu, Huang e Liu (2010) que utilizaram discos extremamente finos para deposição e coleta direta de fios após a eletrofiação. A possibilidade de ajustar a largura do disco representa uma inovação que amplia as possibilidades de modulação e a eficiência do processo.

Comparado a outros dispositivos mencionados na literatura, como coletores em formato de funil ou hemisfério equipados com eletrodos pontuais (Joseph; Nair; Menon, 2015; Levitt *et al.*, 2017, 2018; Cotrim; Oréfice, 2020), o coletor de disco desenvolvido neste trabalho propõe uma abordagem alternativa, voltada à simplificação operacional. Esses formatos, ilustrados na Figura 22, representam avanços significativos no controle da formação de fios diretamente durante a eletrofiação, mas requerem sistemas mais sofisticados, como o uso de duas fontes de alta tensão com eletrodos conectados a seringas de cargas opostas.

Figura 22 – Coletores em formato de funil com eletrodos pontuais.



Fonte: Adaptado de Levitt *et al.*, 2018.

Embora esse tipo de configuração viabilize a produção direta de fios de sutura durante o processo, também demanda maior investimento em equipamentos e ajustes mais complexos. Neste trabalho, o coletor desenvolvido opera com equipamentos convencionais de eletrofiação, incluindo uma única fonte de alta tensão, uma bomba de vazão e uma seringa comum. Essa abordagem simplificada reduz os custos e aumenta a acessibilidade do processo, mantendo a qualidade dos filetes depositados.

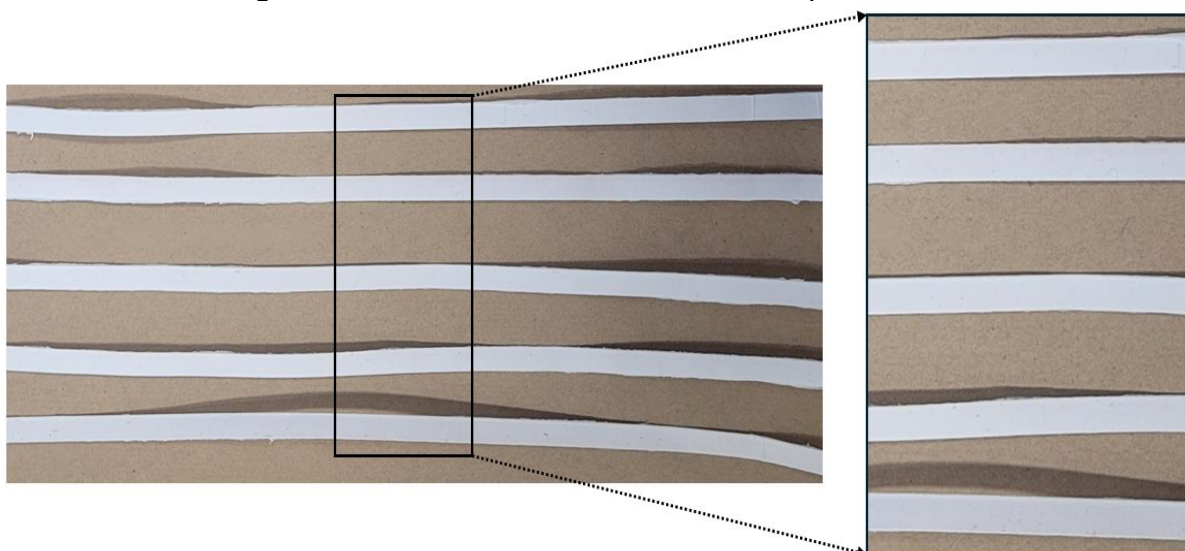
No entanto, uma limitação identificada no uso do coletor de disco está relacionada à quantidade de filetes produzidos. Atualmente, com um único disco de 6 mm, cada filete requer aproximadamente 30 min para ser produzido, o que restringe a produtividade do processo. Uma possível solução para esse problema seria a adição de discos paralelos ao atual, permitindo a produção simultânea de múltiplos filetes sem alterar os parâmetros de eletrofiação. Essa modificação sugere aumentar significativamente a eficiência do processo e pode ser avaliada em estudos futuros.

5.2 Eficiência de deposição de fibras eletrofiadas

A produção de fibras por eletrofiação depende de diversos fatores, como os parâmetros para eletrofiação, as características das soluções poliméricas a serem eletrofiadas, o solvente, a geometria do coletor utilizado e as condições ambientais. Nesta etapa do estudo, investigou-se a eficiência de deposição de fibras eletrofiadas, variando a proporção de PCL:PLGA em diferentes concentrações (100:0, 90:10, 80:20, 70:30 e 40:60).

O coletor utilizado foi no formato de disco, acoplado ao equipamento de eletrofiação, com o objetivo de avaliar a deposição das fibras em diferentes regiões do coletor. A eficiência de produção foi analisada considerando a distribuição dos multifilamentos de fibras e a uniformidade dos filetes gerados. A Figura 23 ilustra amostras de filete de multifilamentos de fibras de PLGA40.

Figura 23 – Filetes de fibras de PLGA40 produzidos.



Fonte: próprio autor (2025).

Os resultados indicaram uma uniformidade satisfatória nos filetes, evidenciados pelo recobrimento completo da fita de cobre presente nas regiões poliméricas do disco coletor. A análise visual mostrou que os multifilamentos de PCL/PLGA formaram uma camada uniforme, como demonstrado pela sobreposição das fibras de coloração branca sobre a superfície do cobre subjacente. As amostras com diferentes proporções de PCL e PLGA apresentaram padrões de deposição semelhantes com resultados uniformes e consistentes. As respectivas imagens dessas amostras estão disponíveis no Anexo I deste trabalho.

Considerando a eficiência de deposição de fibras e a distribuição da solução polimérica no coletor durante o processo de eletrofiação, é importante analisar os materiais utilizados no coletor e sua influência nesse processo.

A fita de cobre, inserida no coletor, apresentou maior condutividade elétrica em comparação às partes poliméricas auxiliares, impressas utilizando-se ácido polilático. Durante o processo, a condutividade diferenciada gera um gradiente de densidade de carga no plano de coleta, sendo a maior densidade induzida na fita de cobre. De acordo com Wang *et al.* (2020), esse comportamento ocorre porque os materiais isolantes, como os polímeros, possuem menor capacidade de polarização quando submetidos a campos eletrostáticos, resultando em uma densidade de carga menor na superfície do coletor isolante. Assim, as fibras carregadas eletrostaticamente são preferencialmente atraídas para as regiões condutivas como a fita de cobre, onde a força eletrostática é mais intensa. Esse comportamento é vantajoso no contexto deste

trabalho, uma vez que a maior deposição das fibras na fita de cobre, devido à sua maior condutividade, permite a formação dos filetes uniformes.

A teoria convencional da eletrofiação, conforme demonstrada por Ding *et al.* (2019) e Li *et al.* (2021), prevê que a maior parte das fibras seja depositada em superfícies metálicas condutoras devido ao forte campo gerado entre a agulha conectada a um eletrodo positivo e o coletor ao eletrodo negativo. No entanto, foi observada uma deposição residual nas áreas poliméricas do coletor. Este comportamento está alinhado às descrições de Wang *et al.* (2020), que sugerem que substratos isolantes podem captar fibras devido à polarização residual induzida no material. Esse efeito ocorre porque, mesmo com menor intensidade, o material isolante pode polarizar-se levemente no campo elétrico, gerando uma força de atração eletrostática local.

A Figura 24 ilustra a deposição das fibras no coletor polimérico após o processo de eletrofiação. Observa-se uma distribuição residual nas áreas poliméricas do coletor.

Figura 24 – Fibras eletrofiadas depositadas em partes isolantes.



Fonte: próprio autor (2025).

Outro fator relevante é a repulsão entre as fibras já depositadas na fita de cobre e as fibras em trajetória. As fibras carregadas que chegam ao coletor tendem a evitar regiões já saturadas por repulsão Coulombiana, dispersando-se eventualmente para as partes poliméricas, ainda que em menor intensidade (Martin; Zussman, 2024; FLOREZ *et al.*, 2022). Este fenômeno também foi observado por Wang *et al.* (2020), que relatou que substratos isolantes podem captar fibras devido à polarização

residual, mas a deposição é limitada pela baixa intensidade das forças eletrostáticas locais.

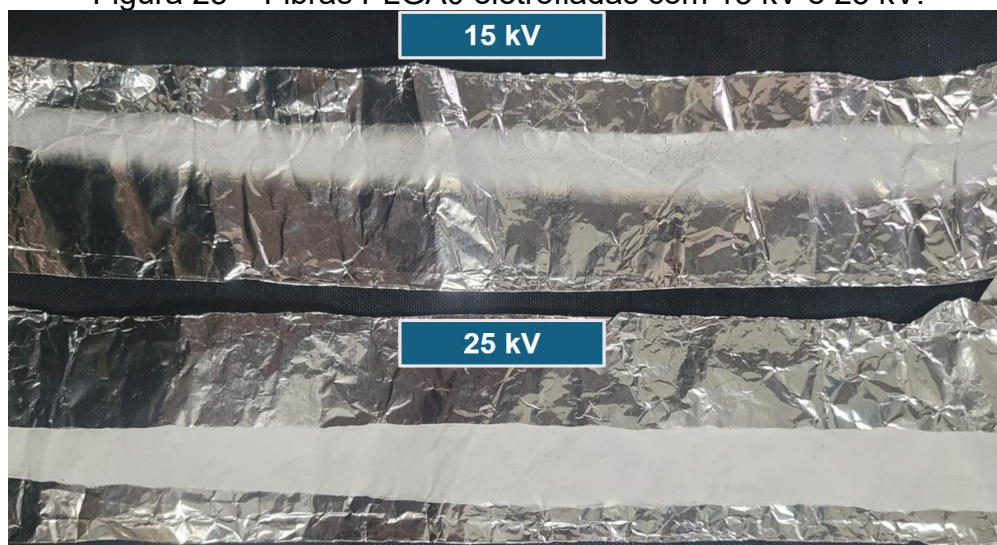
5.3 Influência dos parâmetros de eletrofiação na produção de filetes

A eletrofiação é um processo altamente sensível aos parâmetros experimentais, como a diferença de potencial aplicada, vazão, distância entre a agulha e o coletor, além das propriedades físico-químicas da solução polimérica. Esses fatores, quando otimizados, permitem a formação de fibras com morfologia uniforme, alta estabilidade e desempenho desejado. Nesta fase, investigou-se a influência dos principais parâmetros de eletrofiação, com foco na produção de filetes a partir de soluções de PCL puro e blendas de PCL/PLGA.

A aplicação de 25 kV durante o processo de eletrofiação resultou na deposição uniforme das fibras nos coletores, tanto para as soluções de PCL puro quanto para blendas de PCL/PLGA. Esse resultado está alinhado com os estudos de Hiep e Lee (2010) e Weldon *et al.* (2012), que relataram que tensões nessa faixa são eficazes para soluções poliméricas semelhantes. Por outro lado, trabalhos como os de Zhang *et al.* (2016), Chou e Woodrow (2017), Behtaj *et al.* (2021) e Elder *et al.* (2022) demonstraram que voltagens menores, como 16 kV, 10 kV e 15 kV, também podem ser utilizadas com sucesso para a produção de nanofibras a partir de misturas de PCL e PLGA. Esses estudos indicam que as blendas de PCL e PLGA possuem uma ampla faixa de diferença de potencial aplicável para a eletrofiação, permitindo a obtenção de fibras com características adequadas dentro de diferentes configurações experimentais.

No entanto, durante os testes qualitativos preliminares realizados neste trabalho, observou-se que a redução da tensão para 15 kV em amostras de PLGA0 resultou em uma produção menos eficiente, conforme ilustrado na Figura 25. Isso demonstra que, para otimizar o processo e garantir maior eficiência, a diferença de potencial de 25 kV é mais adequada.

Figura 25 – Fibras PLGA0 eletrofiadas com 15 kV e 25 kV.



Fonte: próprio autor (2025).

A formação do cone de Taylor foi observada durante o processo experimental, indicando que o campo elétrico aplicado atingiu o valor crítico necessário para superar a tensão superficial da gota na ponta da agulha. Quando isso ocorre, a superfície hemisférica da gota se alonga em um formato cônico característico, permitindo a emissão contínua de nanofibras em direção ao coletor (Luraghi; Peri; Moroni, 2021). Esse fenômeno está alinhado com a teoria fundamental da eletrospiação, segundo a qual a formação de nanofibras ocorre quando a tensão eletrostática supera as forças superficiais da solução (Mercante; Correa, 2023). Esses resultados sugerem que, além da tensão aplicada, a eficácia do processo depende de outros fatores, como a viscosidade e a condutividade elétrica da solução polimérica, que influenciam diretamente na estabilidade e qualidade das fibras produzidas.

Além disso, os parâmetros de vazão, $3 \text{ mL} \cdot \text{h}^{-1}$, e distância de 10 cm entre a agulha e o coletor foram definidos com base em testes preliminares, que indicaram maior uniformidade na deposição e rendimento adequado. Resultados semelhantes foram reportados por Weldon *et al.* (2012), que também utilizaram uma vazão de $3 \text{ mL} \cdot \text{h}^{-1}$, em soluções de PLGA, embora com distâncias ao coletor maiores do que as empregadas neste trabalho. Da mesma forma, Milosevic *et al.* (2020) destacaram a influência de uma vazão de $2 \text{ mL} \cdot \text{h}^{-1}$ e distância de 10 cm na obtenção de nanofibras homogêneas, utilizando uma tensão de 20 kV. Esses resultados sugerem que a combinação entre a vazão e a distância ao coletor tem um papel importante na uniformidade das nanofibras produzidas, sendo essencial para otimizar o processo de eletrospiação.

A relação entre a vazão e a distância ao coletor é particularmente relevante no controle da eletrofiação, pois determina a quantidade de solução polimérica disponível para ser processada e a intensidade do campo elétrico necessário para a deposição eficiente das fibras. No presente trabalho, observou-se que distâncias menores, como os 10 cm aqui utilizados, são suficientes para formar nanofibras contínuas e uniformes, quando associadas à vazão de $3 \text{ mL} \cdot \text{h}^{-1}$. Este comportamento reforça a importância de uma configuração otimizada para garantir a estabilidade do processo e a qualidade das fibras obtidas.

5.4 Torção das fibras eletrofiadas em fios de sutura

O sistema de torção de fibras eletrofiadas desenvolvido neste trabalho permitiu a obtenção de fios compostos por multifilamentos fibrosos, adequados para aplicação como fios de sutura. O dispositivo consistiu em uma haste estática e outra giratória, onde as fibras foram fixadas em ambas as extremidades e submetidas à torção. A operação foi controlada por um sistema automatizado baseado em um motor de passo integrado a um Arduino, possibilitando ajustes precisos das variáveis do processo.

A torção contribuiu para a compactação das fibras, alterando sua morfologia e gerando interações que favorecem a resistência mecânica. O objetivo desta seção foi avaliar o comportamento das fibras de PLGA0 sob diferentes condições de torção, analisando a distância percorrida até o ponto de ruptura e a influência de variáveis como o número de rotações e a velocidade de torção. A análise buscou compreender como essas variáveis afetam a estrutura final dos fios e sua resistência à ruptura, contribuindo para a otimização do processo de fabricação de suturas.

Os primeiros ensaios realizados foram referentes às amostras em triplicata de PLGA0 para determinar a distância máxima percorrida até o ponto de ruptura dos fios em relação ao tempo. A Tabela 8 apresenta os resultados obtidos.

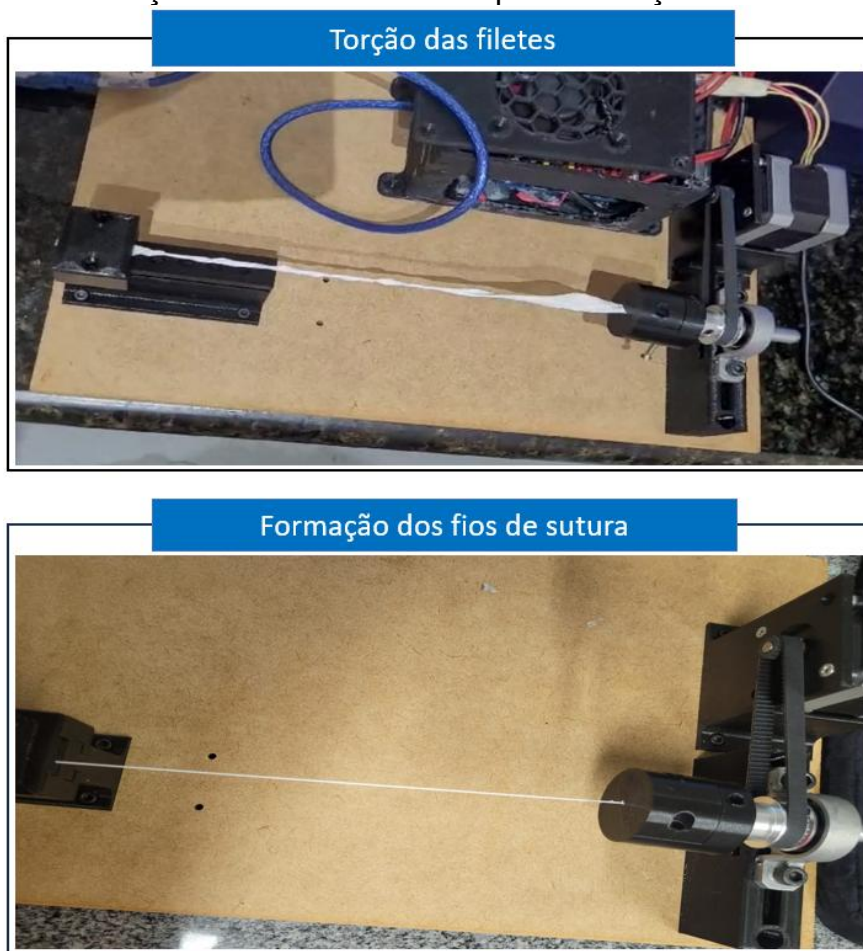
Tabela 8 – Distância e tempo até o ponto de ruptura das amostras de PLGA0.

Código	Amostras	X (ponto de ruptura) mm	Tempo (ruptura) s
G1 F4000	1 - PLGA0	3242	48
G1 F4000	2 - PLGA0	2919	44
G1 F4000	3 - PLGA0	3271	48

Fonte: próprio autor (2025).

Durante o processo, as amostras de filetes, inicialmente com formato retangular de 6 mm × 150 mm, foram gradualmente submetidas à torção, a uma velocidade média de 30 RPM (Figura 26). À medida que o motor de passo girava a haste móvel, as fibras de uma extremidade rotacionavam em torno de seu próprio eixo, propagando a torção ao longo do comprimento do filete. Esse movimento transformou os filetes, progressivamente, em um formato helicoidal orientado. Conforme a torção avançava, o diâmetro dos fios reduzia continuamente até alcançar um estado final de uniformidade estrutural. O aumento no número de rotações levou o diâmetro ao limite mecânico das fibras, culminando no momento de ruptura.

Figura 26 – Torção de tiras eletrofiadas para formação de fios de sutura.



Fonte: próprio autor (2025).

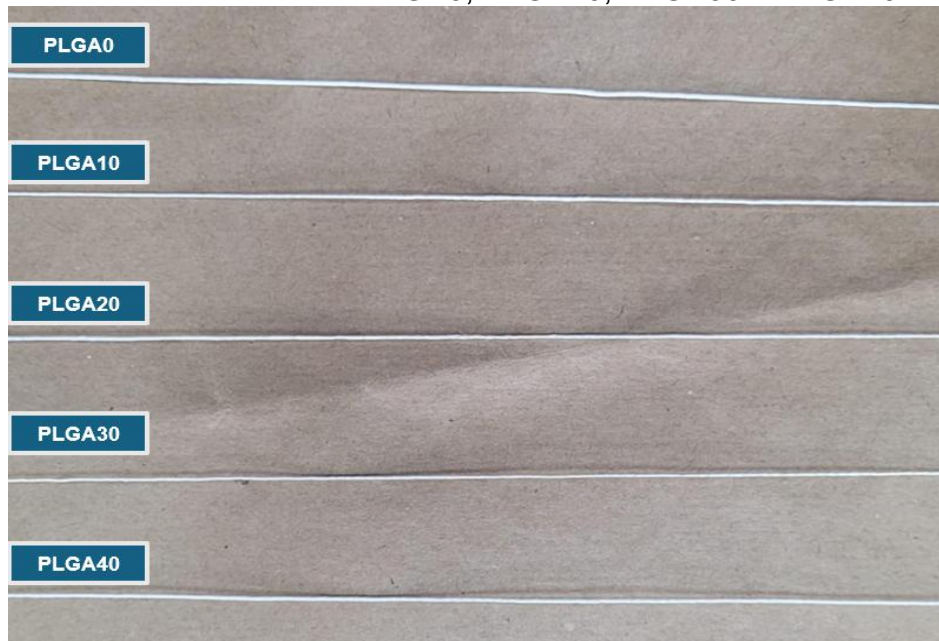
A distância percorrida até a ruptura foi registrada, permitindo a avaliação do comportamento mecânico das fibras torcidas. As amostras de PLGA0 apresentaram uma distância média no ponto de ruptura de 3144 ± 160 mm, sob uma velocidade constante de torção de $F4000 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$. O desvio padrão relativamente baixo reflete

a consistência estrutural dos fios produzidos. Estes resultados foram utilizados para determinar os limites seguros de torção nas caracterizações de degradação para amostras de PLGA0, PLGA10, PLGA20, PLGA30 e PLGA40.

Os limites foram definidos após testes exploratórios e com base nos estudos de Guan *et al.* (2022), que destacaram que valores elevados de rotações por minuto favorecem maior resistência mecânica em fios torcidos. Dessa forma, foi adotada a variável X em 2600 mm, inferior ao ponto de ruptura, mantendo a velocidade fixa, de modo a preservar a integridade das fibras durante a fabricação.

A Figura 27 ilustra os resultados obtidos, mostrando que ao aplicar um valor de 17% inferior à distância média de ruptura, as amostras mantiveram sua integridade estrutural. Essa abordagem permitiu a obtenção de fios com características adequadas para aplicações biomédicas, uma vez que evitar a ruptura preserva as propriedades mecânicas desejadas nos fios de sutura.

Figura 27 – Fios de sutura de PLGA0, PLGA10, PLGA30 e PLGA40 torcidos.



Fonte: próprio autor (2025).

Durante o processo, o aumento do número de rotações do motor resultou em uma maior compactação das fibras, como evidenciado pela redução gradual do diâmetro dos fios. Essa compactação gerou um aumento na densidade estrutural, refletindo uma melhoria na coesão das fibras. Estudos realizados por Guan *et al.* (2022) e Zhou (2018) demonstram que a torção em nanofibras produzidas por eletrofiação favorece a aproximação das fibras, promovendo interações físicas e, em

alguns casos, químicas, que contribuem para o aumento da estabilidade e da resistência mecânica dos fios. Essas interações são particularmente relevantes em materiais compostos por polímeros biocompatíveis, como o PLGA e PCL, que apresentam comportamento viscoelástico (Shahin-Shamsabadi; Hashemi; Tahriri, 2017; Duling *et al.*, 2008).

Após a retirada dos fios do sistema de torção, observou-se que eles mantiveram a forma helicoidal adquirida durante o processo. Essa manutenção pode estar associada à compactação estrutural e ao aumento da adesão entre as fibras promovidos pela torção, como relatado por Maleki *et al.* (2016), que observaram maior coesão e propriedades mecânicas superiores em fios torcidos. Esses autores também descrevem que a torção pode favorecer o rearranjo orientado das cadeias poliméricas e, em alguns casos, o aumento da cristalinidade, fatores que contribuem para a estabilidade morfológica imediata dos fios.

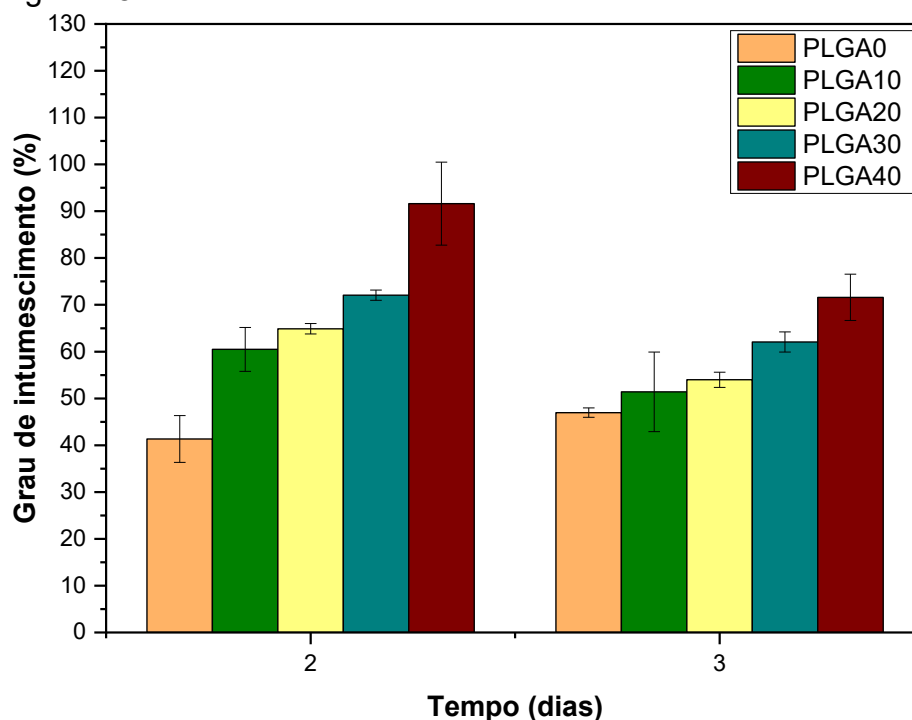
É importante destacar que a formação de fios helicoidais está intimamente relacionada ao controle das variáveis do processo, incluindo o número de rotações, a velocidade de torção e as propriedades das fibras. A densidade e o grau de compactação obtidos estão diretamente associados à consistência e uniformidade das fibras depositadas no coletor durante a eletrofiação. Falhas, ainda que mínimas, na deposição podem gerar tensões localizadas durante a torção, comprometendo a homogeneidade do fio e aumentando a probabilidade de falhas mecânicas.

5.5 Análise da variação de massa de fios de sutura: comportamento em meio hidrolítico e enzimático

A biodegradabilidade de fios de sutura é uma característica importante, pois influencia diretamente o tempo de suporte mecânico e a taxa de reabsorção pelo organismo. Neste estudo, a variação de massa dos fios foi monitorada ao longo de 60 dias em solução PBS (pH 7,4), simulando condições fisiológicas. As taxas de intumescimento e de degradação foram avaliadas em função das diferentes concentrações de PLGA e PCL, dois polímeros amplamente reconhecidos por suas propriedades biodegradáveis e complementares.

Nos primeiros três dias de imersão no ensaio hidrolítico, todos os fios de sutura produzidos apresentaram ganho de massa, caracterizando um processo de intumescimento decorrente da absorção de água pela matriz polimérica (Figura 28).

Figura 28 – Intumescimento dos fios de sutura em meio hidrolítico.



Fonte: próprio autor (2025).

Esse intumescimento refere-se ao comportamento global dos fios, que incorporam em sua estrutura a blenda polimérica correspondente. O efeito foi mais evidente no segundo dia, principalmente nas formulações com maior teor de PLGA. A amostra PLGA40, por exemplo, apresentou o maior pico de intumescimento ($91,62 \pm 8,86\%$), seguida por PLGA30 ($72,06 \pm 1,10\%$), PLGA20 ($64,88 \pm 1,12\%$) e PLGA10 ($60,48 \pm 4,70\%$). No terceiro dia, o ganho de massa diminuiu em relação ao valor máximo anterior, indicando uma tendência de retorno à massa original.

Esse comportamento também foi observado por Vázquez *et al.* (2019), que relataram um pico de intumescimento de aproximadamente 94,5% para PLGA puro nas primeiras horas de imersão, seguido por uma queda gradual até estabilizar em cerca de 52% após 3 dias em PBS a 37 °C. Tal comportamento reforça a tendência de que materiais à base de PLGA absorvem água inicialmente, mas liberam parte desse conteúdo com o tempo, à medida que a matriz polimérica se reorganiza estruturalmente.

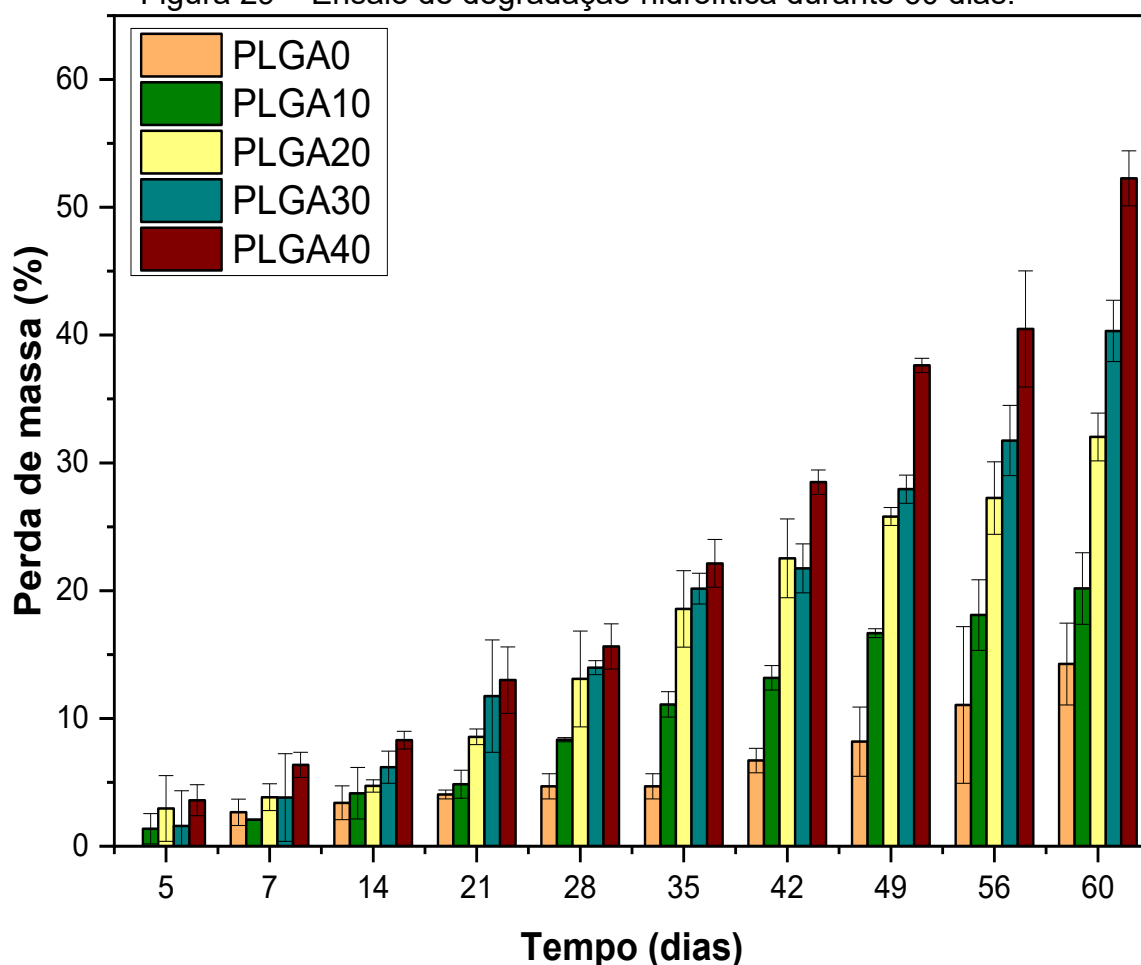
A amostra PLGA0, composta apenas por PCL, apresentou os menores níveis de intumescimento, com $41,34 \pm 5,01\%$ no 2º dia e $46,97 \pm 1,00\%$ no 3º dia, indicando um baixo ganho de massa. Esse comportamento está relacionado à sua estrutura semicristalina e caráter hidrofóbico, que dificultam a penetração de água. Em

contraste, o PLGA, especialmente devido à presença de unidades de ácido glicólico, possui regiões amorfas mais acessíveis e maior afinidade com a água, favorecendo o inchaço inicial (Martins *et al.*, 2017). Esse estágio antecede a degradação hidrolítica propriamente dita, que se torna predominante a partir do 5º dia de imersão.

Ressalta-se que os valores apresentados correspondem à variação de massa dos fios de sutura analisados, e não apenas da blenda polimérica. Assim, além da absorção efetiva de água pela matriz, os altos níveis de intumescimento observados podem ter sido influenciados por retenção de água residual em regiões internas do fio, mesmo após a secagem superficial antes da pesagem.

A partir desse ponto, os dados experimentais (Figura 29 e Tabela 9) evidenciaram diferenças marcantes na degradação dos fios, diretamente relacionadas à concentração de PLGA (0% a 40%). A análise demonstrou que a presença de PLGA acelera a taxa de perda de massa, especialmente nas fases mais avançadas do ensaio.

Figura 29 – Ensaio de degradação hidrolítica durante 60 dias.



Fonte: próprio autor (2025).

Tabela 9 – Resultados em porcentagem da perda de massa durante degradação hidrolítica.

Dias de ensaio	PLGA0 (%)	PLGA10 (%)	PLGA20 (%)	PLGA30 (%)	PLGA40 (%)
5	0,00 ± 0,00	1,37 ± 1,19	2,96 ± 2,57	1,59 ± 2,75	3,60 ± 1,21
7	2,66 ± 1,03	2,08 ± 0,04	3,84 ± 1,05	3,81 ± 3,43	6,37 ± 0,99
14	3,40 ± 1,32	4,15 ± 2,02	4,72 ± 0,48	6,19 ± 1,26	8,30 ± 0,70
21	4,05 ± 0,35	4,85 ± 1,10	8,56 ± 0,61	11,75 ± 4,40	13,00 ± 2,60
28	4,69 ± 0,98	8,34 ± 0,17	13,09 ± 3,75	13,97 ± 0,55	15,64 ± 1,77
35	4,69 ± 0,98	11,10 ± 1,00	18,57 ± 2,99	20,16 ± 1,20	22,13 ± 1,87
42	6,71 ± 0,96	13,18 ± 0,96	22,53 ± 3,09	21,75 ± 1,92	28,49 ± 0,96
49	8,19 ± 2,71	16,67 ± 0,35	25,80 ± 0,70	27,94 ± 1,10	37,63 ± 0,56
56	11,05 ± 6,13	18,09 ± 2,76	27,25 ± 2,84	31,75 ± 2,75	40,48 ± 4,55
60	14,26 ± 3,20	20,17 ± 2,80	32,03 ± 1,87	40,32 ± 2,40	52,26 ± 2,15

Fonte: próprio autor (2025).

Nos primeiros 14 dias, a degradação foi moderada em todas as amostras, com diferenças relativamente pequenas entre as formulações. Enquanto os fios PLGA0 apresentaram uma perda de $3,40 \pm 1,32\%$, as amostras com maior concentração de PLGA (40%) alcançaram $8,30 \pm 0,70\%$. Esse comportamento inicial reflete a hidrólise predominante das regiões amorfas do PLGA, que, devido à menor cristalinidade e maior exposição das ligações ésteres, são mais suscetíveis à degradação hidrolítica. Esse mecanismo provoca a quebra das interações de *van der Waals* e das ligações de hidrogênio, resultando na redução da temperatura de transição vítrea (Martins *et al.*, 2017). Esses resultados corroboram a literatura, que aponta o PLGA como um polímero de rápida degradação inicial em ambientes aquosos (Limsukon; Auras; Smith, 2021; Istratov *et al.*, 2023; Chen *et al.*, 2024).

A partir do 21º dia, a influência da concentração de PLGA tornou-se mais pronunciada. Os fios PLGA40 apresentaram uma perda de massa de $13,00 \pm 2,60\%$, significativamente superior à observada em PLGA0 ($4,05 \pm 0,35\%$). Esse aumento pode ser atribuído à fragmentação progressiva da matriz polimérica do PLGA, que expõe novas áreas ao meio hidrolítico, intensificando a degradação (Chen *et al.*, 2024). Estudos similares aos de Martins *et al.* (2017) confirmam que a maior hidrofília do PLGA, promovida pelas unidades de ácido glicólico, que facilita a penetração de água e acelera a clivagem das ligações ésteres, contrastando com o comportamento mais estável da PCL, cuja estrutura semicristalina reduz a taxa de hidrólise devido sua maior hidrofobicidade.

Nos estágios finais (42 a 60 dias), os fios PLGA40 apresentaram perda de massa acentuada, atingindo $52,26 \pm 2,15\%$, enquanto os fios PLGA0 demonstraram maior estabilidade ($14,26 \pm 3,20\%$). A diferença nas taxas de degradação reflete as propriedades intrínsecas dos polímeros. Esses resultados estão próximos aos encontrados na literatura, que reflete com PLGA com uma degradação na faixa de 1 a 2 meses, e a PCL apresenta uma taxa de degradação mais lenta e estável, adequada para aplicações que demandam suporte mecânico prolongado (Chor *et al.*, 2020; Zhao *et al.*, 2021).

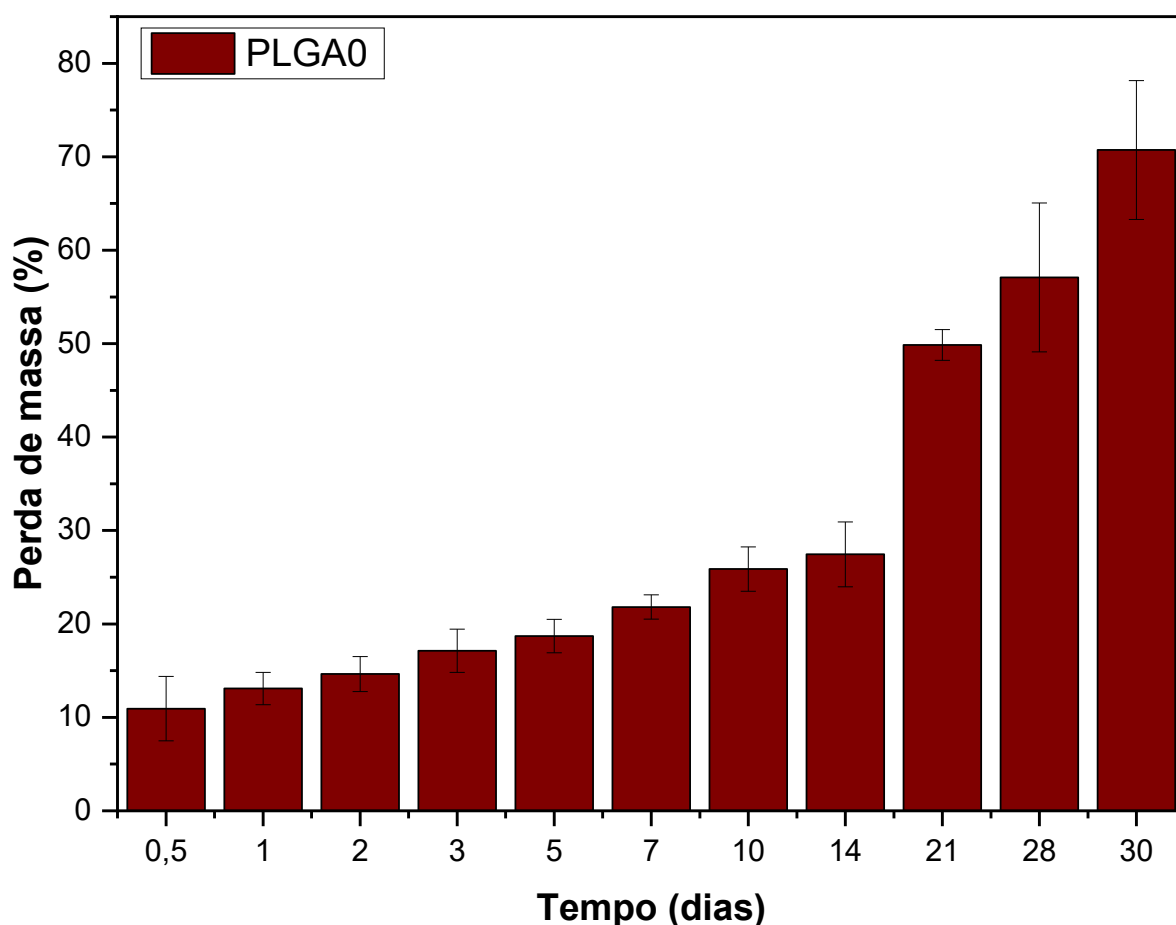
Além da composição e da estrutura química dos polímeros mencionados, fatores como peso molecular e área superficial dos fios de sutura estão relacionados no processo de degradação. A redução do peso molecular ao longo do tempo, especialmente em amostras com maior teor de PLGA, expõe uma área superficial maior, aumentando a interação com o meio e acelerando o processo de degradação (Kumskova *et al.*, 2020; Mylonaki *et al.*, 2018). Esse comportamento progressivo sugere o padrão observado nas amostras de PLGA40, que experimentaram degradação exponencial após 28 dias.

Ao comparar a fração de PLGA nas formulações com a perda de massa total ao final do ensaio, observa-se uma tendência coerente. A perda de massa de 52,26% na amostra PLGA40 ultrapassa sua proporção de PLGA (40%), mas o valor excedente se aproxima da perda observada no PCL puro (14,26%). Isso indica que praticamente todo o PLGA foi degradado, restando predominantemente PCL na matriz. Padrões semelhantes foram observados nas formulações com 10%, 20% e 30% de PLGA, reforçando a previsibilidade do sistema, em que cada polímero contribui proporcionalmente para o processo de degradação. As análises por FTIR, cujos resultados serão discutidos posteriormente, corroboram com a observação de que, aos 60 dias em solução de PBS (pH=7,4) à 37°C, ocorreu a degradação completa da porção de PLGA presente em cada sutura.

Como complemento à análise hidrolítica, foi conduzido um ensaio de biodegradação enzimática com a formulação PLGA40, visando simular condições fisiológicas mais agressivas. Diferentemente da etapa anterior, não foi observado ganho de massa inicial, havendo perda contínua desde as primeiras 12 horas, atingindo uma média de $10,93 \pm 3,44\%$ nesse intervalo. A degradação progrediu de forma acentuada ao longo dos dias, com destaque para os valores obtidos aos 14 dias ($25,88 \pm 2,37\%$) e 30 dias ($70,72 \pm 7,43\%$) (Figura 30). Os desvios observados nos

últimos períodos de coleta refletem a fragmentação intensa dos fios, dificultando a obtenção de massas precisas. Esses resultados evidenciam o efeito catalítico das enzimas na clivagem das ligações ésteres do PLGA, conforme discutido por Gao *et al.* (2018), tornando o processo mais rápido e agressivo quando comparado à degradação exclusivamente hidrolítica.

Figura 30 – Perda de massa da amostra PLGA40 durante 30 dias de degradação enzimática.



Fonte: próprio autor (2025).

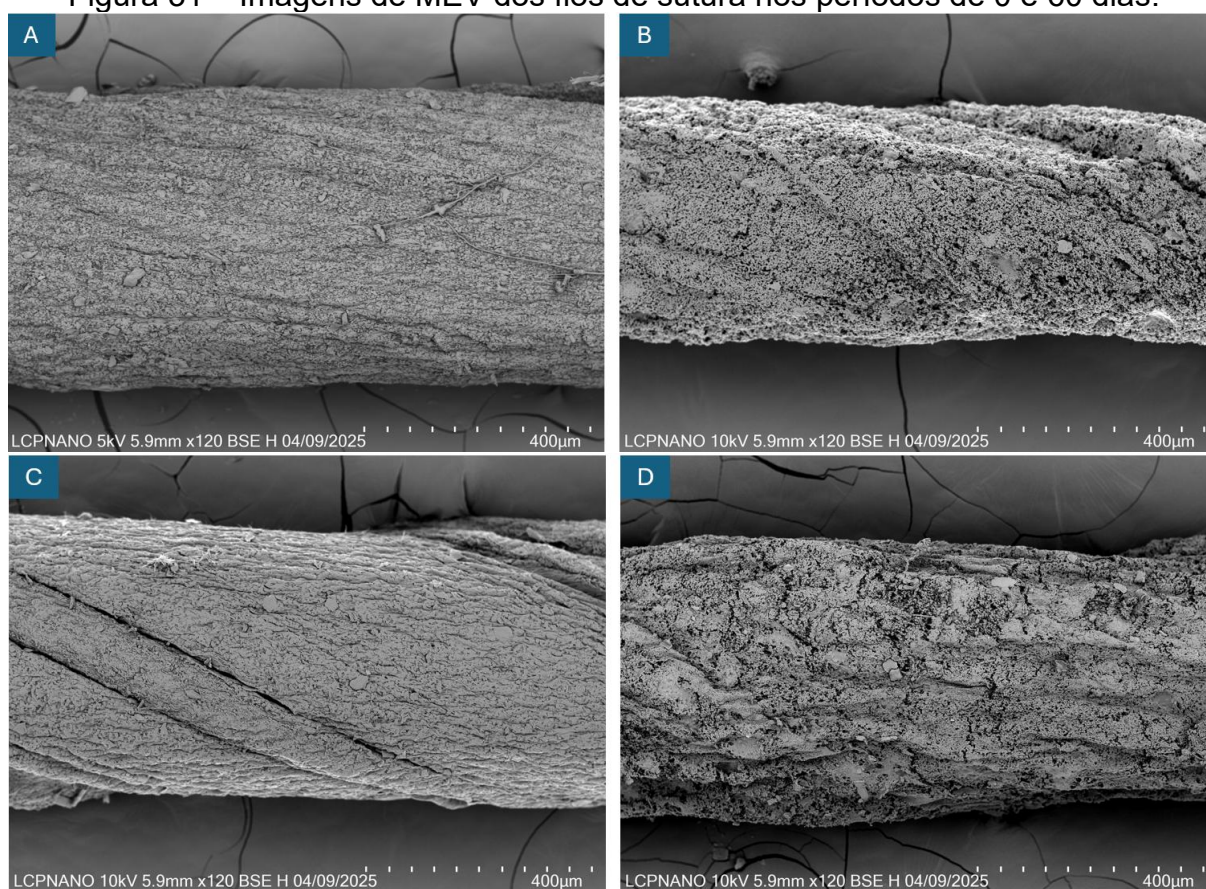
Em resumo, os mecanismos de degradação observados são consistentes com a clivagem hidrolítica das ligações ésteres, reconhecida como o principal fator responsável pela biodegradação de PCL e PLGA (Gao *et al.*, 2018). A capacidade de ajustar a composição dos polímeros permite modular as propriedades de degradação dos fios, tornando-os versáteis para diferentes aplicações clínicas. Enquanto fios com maior teor de PCL são mais adequados para suportes de longa duração, aqueles com maior teor de PLGA podem ser usados em situações que demandam reabsorção rápida e interação mais intensa com o tecido circundante.

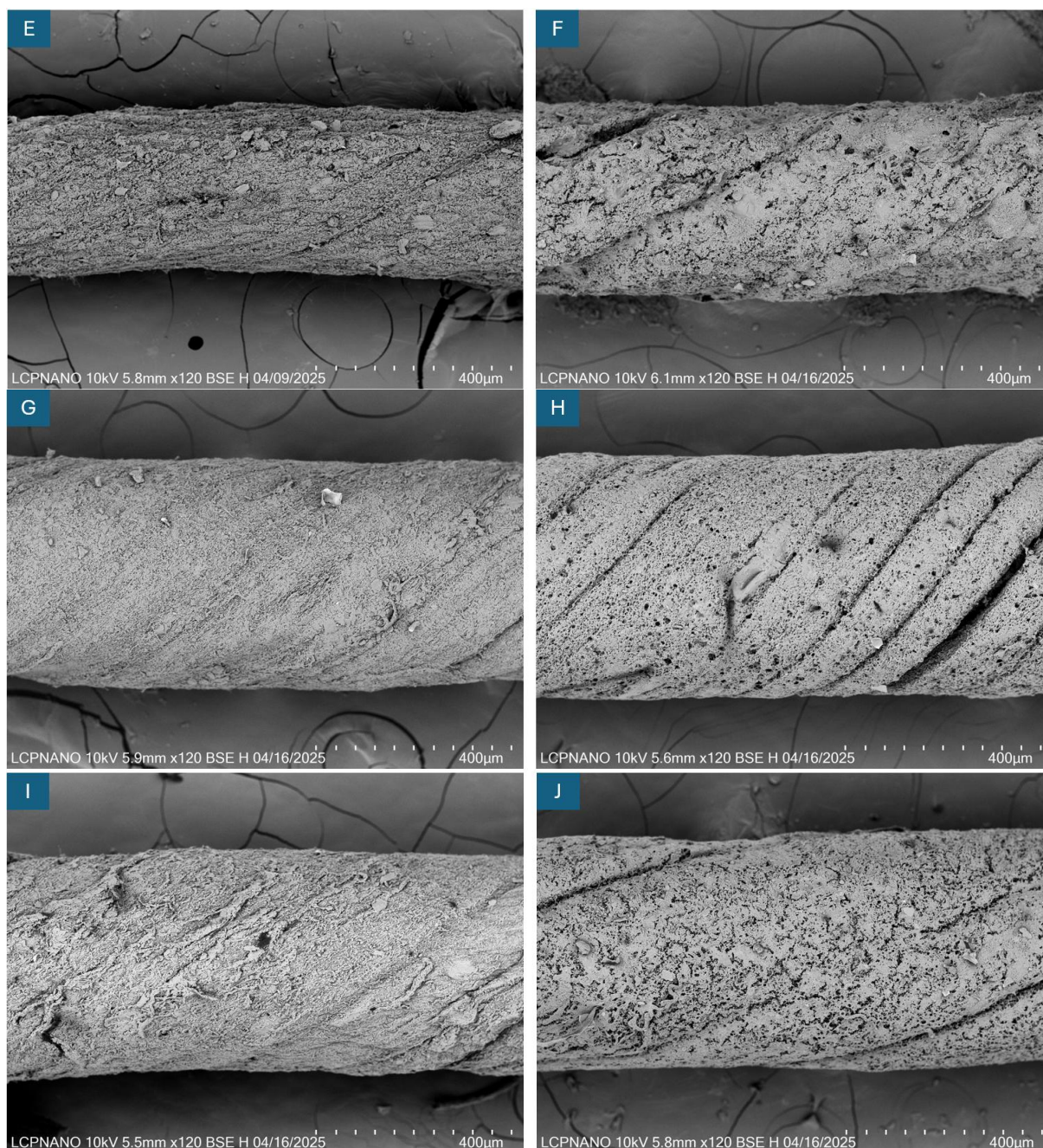
5.6 Análise morfológica dos fios de sutura

A análise morfológica das suturas ao longo do tempo de imersão em PBS revelou alterações estruturais progressivas, associadas à degradação hidrolítica dos materiais. As imagens obtidas por MEV evidenciaram mudanças na morfologia superficial dos fios, com o surgimento de poros, erosões e descontinuidades que se intensificaram ao longo dos 60 dias de ensaio.

Inicialmente (dia 0), as superfícies dos fios apresentavam-se relativamente contínuas e com orientação alinhada ao eixo de torção. No entanto, ao final do experimento (60 dias), observaram-se áreas com perda de integridade superficial, como buracos e falhas, especialmente nas formulações com maior teor de PLGA. A Figura 31 apresenta as imagens de MEV das morfologias antes e após o período de degradação, e a Tabela 10 mostra as variações nos diâmetros médios dos fios ao longo do tempo.

Figura 31 – Imagens de MEV dos fios de sutura nos períodos de 0 e 60 dias.





Nota: (A–B) PLGA0; (C–D) PLGA10; (E–F) PLGA20; (G–H) PLGA30; (I–J) PLGA40, antes e após 60 dias de ensaio de hidrólise química. Fonte: próprio autor (2025).

Tabela 10 – Diâmetro médio dos fios de sutura ao longo do tempo.

Dias de ensaio	PLGA0 (µm)	PLGA10 (µm)	PLGA20 (µm)	PLGA30 (µm)	PLGA40 (µm)
0	532,23 ± 5,28	499,05 ± 19,64	340,17 ± 7,87	470,26 ± 8,61	456,62 ± 6,89
28	511,11 ± 19,80	427,30 ± 34,49	510,25 ± 9,39	559,25 ± 7,89	511,17 ± 9,05
60	423,07 ± 11,79	486,66 ± 25,03	399,72 ± 9,64	509,45 ± 8,48	483,18 ± 7,98

Fonte: próprio autor (2025).

A análise desses dados revelou que a resposta morfológica à degradação não foi uniforme entre as formulações, o que se deve às diferentes proporções de PLGA e PCL nas blendas. As amostras compostas apenas por PCL (PLGA0) apresentaram uma redução considerável no diâmetro médio ao longo dos 60 dias, comportamento compatível com um mecanismo de erosão superficial. Nesse tipo de degradação, a estrutura interna do fio é relativamente preservada, com a degradação ocorrendo predominantemente na camada externa. Esse padrão está alinhado aos resultados de perda de massa deste trabalho, que indicaram uma degradação mais lenta e localizada, bem como estudos que avaliam a degradação de nanofibras PCL em solução PBS por MEV (Gao *et al.*, 2018).

Por outro lado, as formulações contendo PLGA, especialmente PLGA20, PLGA30 e PLGA40, exibiram um aumento no diâmetro médio durante o ensaio, sugerindo a ocorrência de intumescimento interno e desorganização da torção original dos fios. Esse comportamento está em consonância com os dados do ganho do grau de intumescimento observados nas fases iniciais, sendo mais acentuado nas formulações com maior teor de PLGA. A maior afinidade do PLGA por água, comparado ao PCL, facilita a penetração do fluido na matriz polimérica, promovendo degradação tanto superficial quanto interna (Kumskova *et al.*, 2020).

Esse processo contribui não apenas para a maior perda de massa observada nessas amostras após 60 dias, mas também para a expansão estrutural, resultando em diâmetros finais maiores mesmo diante de uma degradação mais intensa. Por exemplo, o diâmetro médio da amostra PLGA20 aumentou de 340,17 μm (0 dias) para 510,25 μm aos 28 dias, antes de se reduzir para 399,72 μm ao final do ensaio. Esse comportamento sugere um processo de absorção de fluido seguido por colapso estrutural parcial, coerente com a presença de regiões internas fragilizadas, como observado nas imagens de MEV (Figura 31, E-F).

O mesmo padrão de expansão seguida por degradação foi verificado para PLGA30 e PLGA40. A presença de poros, falhas superficiais e o aparente relaxamento ou desorganização das fibras torcidas, evidentes nas imagens de PLGA30 e PLGA40 (Figura 31, H-J), reforçam a hipótese de que as blendas com maior teor de PLGA sofrem degradação por um mecanismo combinado, envolvendo hidrólise interna, desorganização da estrutura fibrilar e formação de cavidades.

Em contraste, a amostra de PCL puro (PLGA0) e, em menor grau, a formulação PLGA10, mantiveram maior integridade estrutural ao longo do tempo, apresentando

predominantemente redução de diâmetro, coerente com um processo de degradação mais superficial e contínuo. É importante ressaltar que os diâmetros obtidos neste estudo, variando de aproximadamente 340 μm a 559 μm ao longo dos tempos de ensaio, estão dentro da faixa permitida para suturas absorvíveis, segundo a norma ABNT (2003), que estabelece limites entre 1 μm e 799 μm para esse tipo de material.

Comparando com a literatura, os valores encontrados também estão alinhados com trabalhos prévios de suturas produzidas por eletrofiação e torção, como os reportados por Chen *et al.* (2017), cujos diâmetros variaram entre 189 μm e 476 μm , e por Richard e Verma (2021), que obtiveram suturas de polímeros semelhantes, como o ácido poli-L-láctico (PLLA), com diâmetros entre 225 μm e 300 μm . De forma análoga, Mohamadinooripoor, Kashanian e Omidfar (2023) relataram fios torcidos de PCL com diâmetro médio de $317 \pm 31 \mu\text{m}$.

Portanto, os resultados morfológicos indicam que o teor de PLGA influencia não apenas a taxa de degradação, mas também o mecanismo pelo qual essa degradação ocorre. Formulações com menor teor de PLGA tendem a degradar de fora para dentro, enquanto formulações com maior teor de PLGA demonstram degradação mais volumétrica, envolvendo absorção interna de fluido, desorganização da estrutura e maior perda de massa.

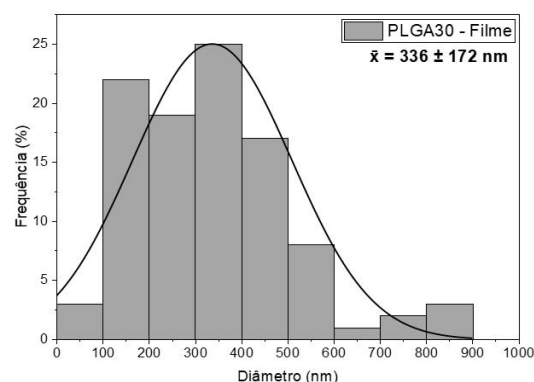
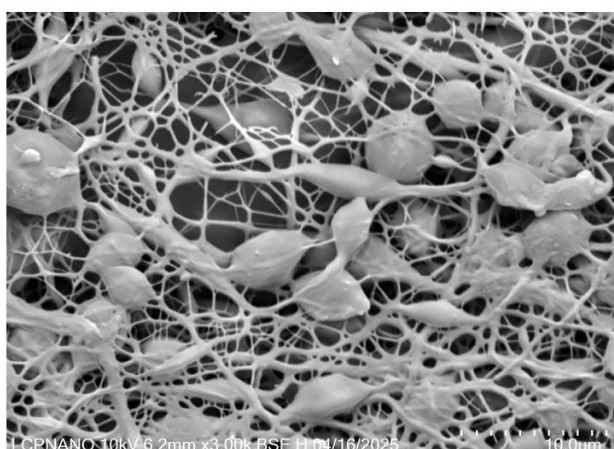
5.7 Análise morfológica das nanofibras dos fios de sutura

Além da análise morfológica dos fios de sutura, foi realizada a caracterização do conjunto de nanofibras das blendas PLGA0–40, por meio de imagens obtidas no MEV com aumento de 3000x. Essa abordagem permitiu observar em detalhe a arquitetura das fibras e identificar eventuais alterações decorrentes da exposição à solução de PBS ao longo dos 60 dias de ensaio.

Adicionalmente, foi analisado o filme do filete eletrofiado de PLGA30, sem passar pela etapa de torção, utilizado como amostra representativa das demais formulações. As micrografias e os histogramas de distribuição do diâmetro das nanofibras do filme de PLGA30 encontram-se na Figura 32, enquanto aqueles correspondentes aos fios de PLGA0–40 estão apresentados na Figura 33.

Figura 32 – Morfologia e diâmetro das nanofibras de PLGA30 antes da torção.

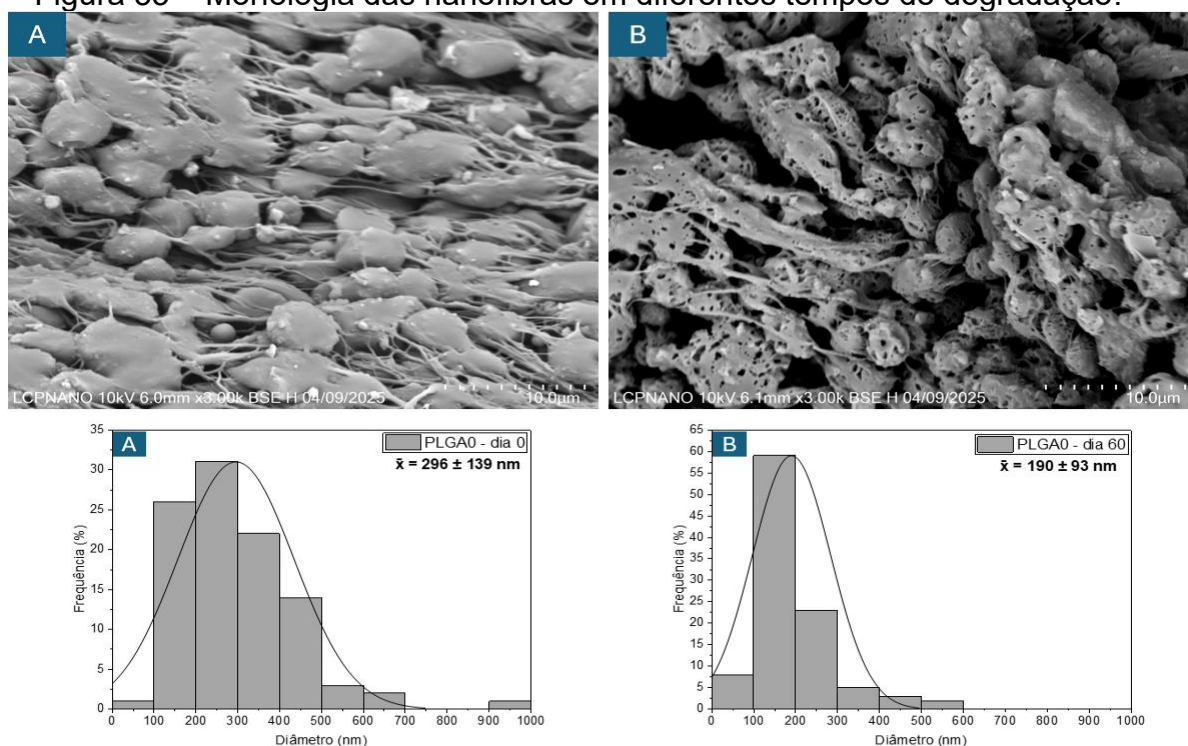
Filme de PLGA30

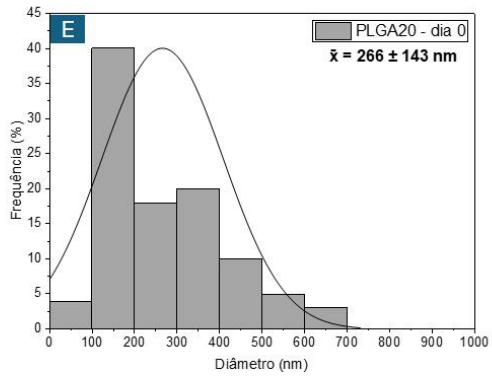
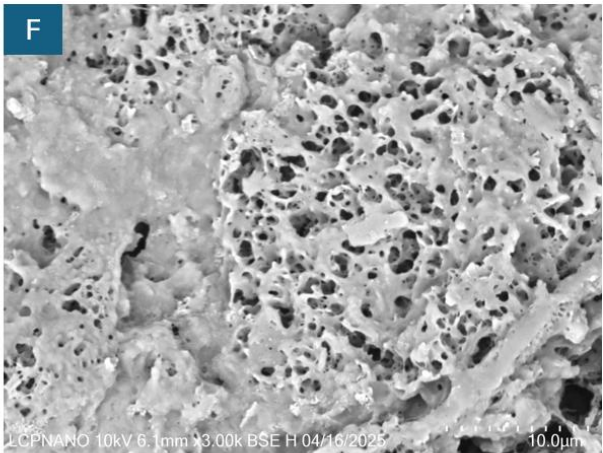
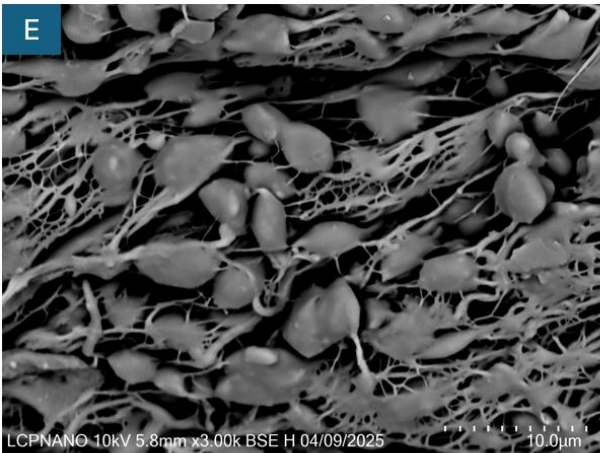
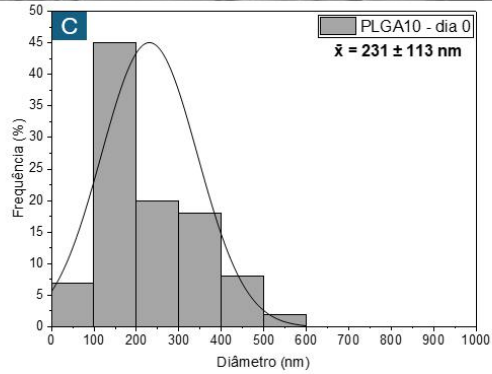
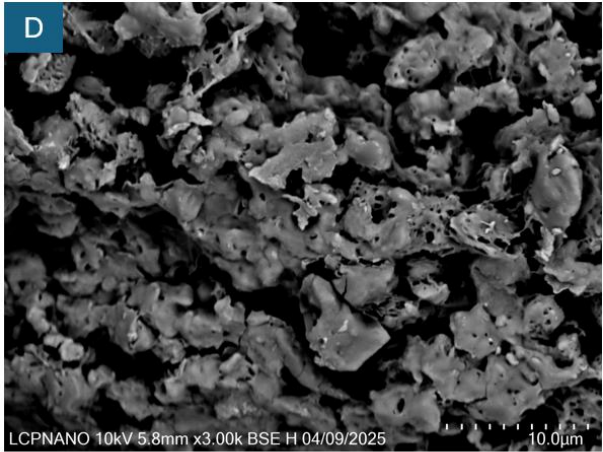
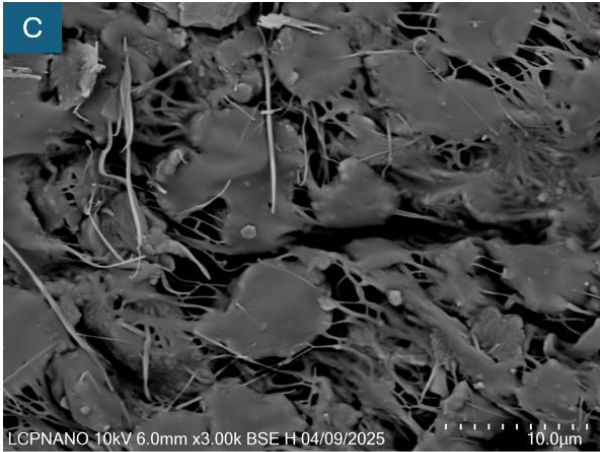


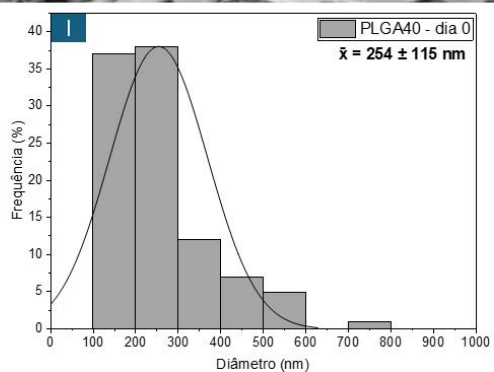
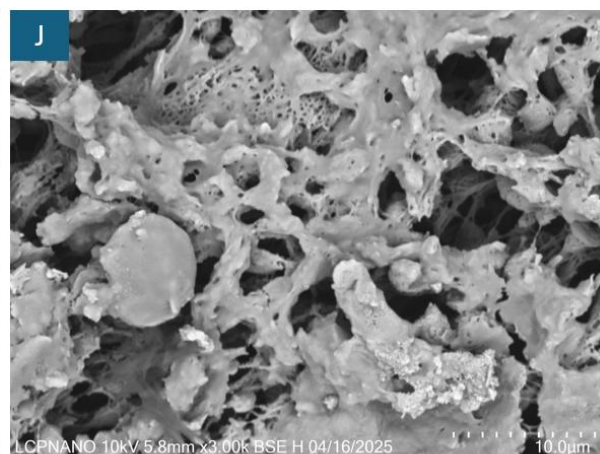
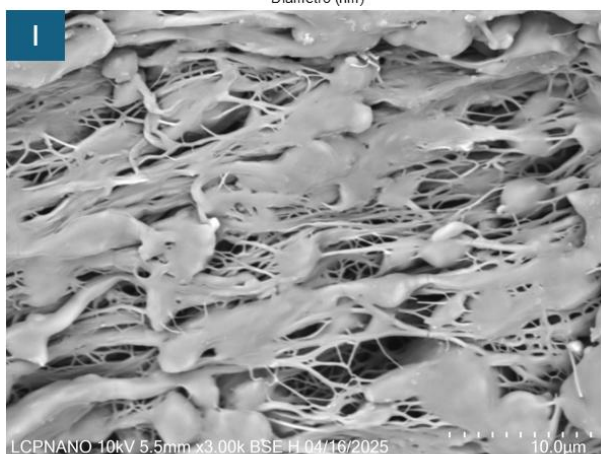
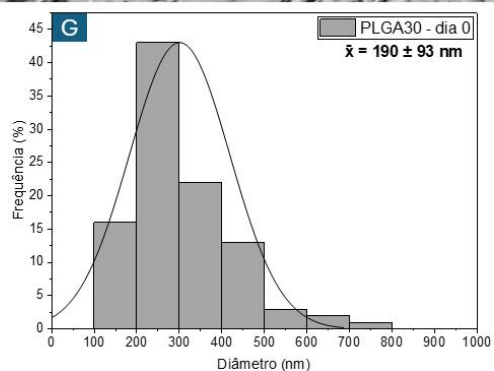
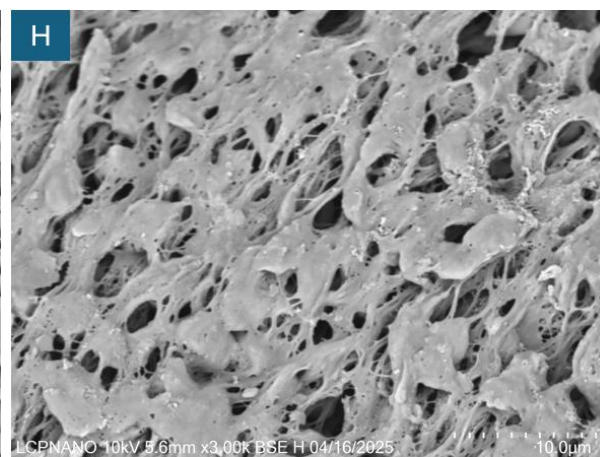
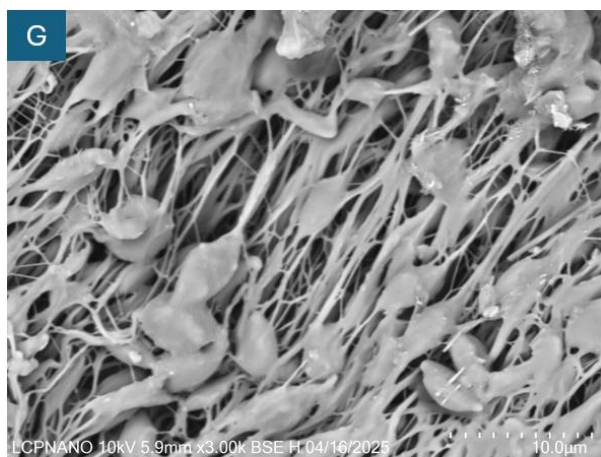
Fonte: próprio autor (2025).

Observa-se uma rede densa de nanofibras interconectadas, com ocorrência de gotículas (*beads*) em diferentes formatos, como esféricos, alongados e esticados, em conformidade com morfologias típicas que podem ser relatadas para o processo de eletrofiação (Zhang; Xu; Liu, 2025; Huang *et al.*, 2020; Sun *et al.*, 2025). Essa caracterização inicial é importante, pois permite compreender melhor as alterações estruturais subsequentes observadas durante o ensaio de degradação, bem como a influência do processo de torção sobre a compactação e reorganização das fibras.

Figura 33 – Morfologia das nanofibras em diferentes tempos de degradação.







Nota: (A–B) PLGA0; (C–D) PLGA10; (E–F) PLGA20; (G–H) PLGA30; (I–J) PLGA40, nanofibras eletrofiadas e histogramas antes e após 60 dias de ensaio. Fonte: próprio autor (2025).

As imagens revelaram que, no tempo inicial (dia 0), a morfologia das amostras era composta predominantemente por uma estrutura heterogênea, contendo nanofibras multifilamentares interligadas a regiões globosas ou fundidas, semelhantes a gotas. Essa morfologia pode ser explicada com base nas instabilidades que ocorrem durante o processo de eletrofiação, principalmente após a formação do cone de Taylor e a emissão do jato polimérico. Nesse contexto, embora as forças de tensão superficial tenham sido superadas no momento inicial, o que permitiu a ejeção do jato, o comportamento subsequente do jato em sua trajetória até o coletor é fortemente influenciado por instabilidades eletro-hidrodinâmicas (Mercante; Correa, 2023).

Especificamente, a formação de *beads* está frequentemente associada a fenômenos que ocorrem na região de voo instável, como a instabilidade de *Rayleigh*, que favorece a segmentação do jato em gotículas, e a instabilidade de flexão (ou chicoteamento), caracterizada por movimentos oscilatórios e não-lineares do jato sob a influência das cargas acumuladas ao longo do trajeto (Fan *et al.*, 2012). Ambos os mecanismos podem resultar em deposição irregular e formação de regiões espessadas ou fundidas na manta de fibras, o que possivelmente explica as heterogeneidades observadas na morfologia inicial das amostras.

Além disso, alguns parâmetros do processo, como a tensão elétrica aplicada, a distância entre o capilar e o coletor e a vazão da solução, podem influenciar diretamente a estabilidade do jato. Da mesma forma, as propriedades físico-químicas da solução polimérica, como viscosidade, condutividade, concentração e tensão superficial, também exercem papel decisivo sobre a morfologia final das fibras formadas. Feng *et al.* (2025) e Hong, Edirisinghe e Mahalingam (2016), por exemplo, demonstraram que soluções de PCL com baixa concentração são mais suscetíveis à instabilidade de *Rayleigh*, favorecendo a formação de *beads*. Por outro lado, o aumento da concentração da solução resulta em maior viscosidade, o que contribui para a estabilização do jato e a formação de fibras mais contínuas e uniformes, com significativa redução ou eliminação de *beads*.

A presença de gotículas é frequentemente reportada na literatura como um defeito associado ao processo de eletrofiação (Zubir *et al.*, 2020; Borrotti *et al.*, 2017; Singh *et al.*, 2020), especialmente quando se busca a formação de nanofibras uniformes e contínuas. No entanto, no presente estudo, a morfologia heterogênea observada não representa, necessariamente, uma limitação. Isso se deve ao fato de que estruturas formadas por nanofibras interligadas a regiões globosas tendem a

apresentar menor porosidade e maior densidade estrutural, o que pode favorecer o desempenho mecânico da manta (Dwivedi *et al.*, 2020; Bartnikowski *et al.*, 2019). Em aplicações voltadas à produção de fios de sutura, que exigem elevada resistência à tração, a presença dessas regiões mais densas pode contribuir positivamente para o reforço da estrutura.

Além disso, mesmo com a heterogeneidade morfológica, as nanofibras ainda estão presentes e distribuídas na matriz, o que permite que as propriedades benéficas das fibras, como a alta área superficial e potencial para suporte celular, sejam mantidas. Dessa forma, a morfologia obtida pode ser considerada adequada tanto para a função estrutural dos fios de sutura quanto para possíveis aplicações como *scaffolds* em regeneração tecidual (Zhang *et al.*, 2021).

A evolução do diâmetro das nanofibras de PLGA0-40 foi monitorada ao longo do ensaio de degradação hidrolítica. A Tabela 11 apresenta os valores médios obtidos para cada formulação e tempo analisado, bem como o diâmetro do filme de filete de PLGA30 antes da etapa de torção.

Tabela 11 – Diâmetro médio das nanofibras ao longo do ensaio de degradação hidrolítica, incluindo o filete de PLGA30 antes da torção.

Dias	PLGA0 (nm)	PLGA10 (nm)	PLGA20 (nm)	PLGA30 (nm)	PLGA40 (nm)	Filete PLGA30 (nm)
0	296 ± 139	231 ± 113	266 ± 143	301 ± 118	254 ± 115	336 ± 176
28	281 ± 130	223 ± 104	274 ± 128	289 ± 115	208 ± 78	*
60	190 ± 93	-	-	-	-	*

Nota: (-) Ausência de nanofibras quantificáveis. (*) Amostra não analisada em período de degradação hidrolítica. Fonte: próprio autor (2025).

No tempo inicial (0 dias), as nanofibras dos fios torcidos apresentaram diâmetros variando entre 231 ± 113 nm (PLGA10) e 301 ± 118 nm (PLGA30), com elevados desvios padrão, indicando heterogeneidade na espessura das fibras formadas por eletrofiação. Ao comparar o diâmetro médio do filete de filme de PLGA30 (336 ± 172) nm com aquele dos fios torcidos no mesmo tempo inicial (301 ± 118) nm, observa-se que o processo de torção resultou em uma leve redução no diâmetro das fibras, possivelmente decorrente da compactação e reorganização estrutural durante a formação do fio.

Após 28 dias de imersão, todas as amostras ainda continham nanofibras multifilamentares visíveis nas micrografias (Anexo II), com redução leve nos diâmetros médios. Por exemplo, na formulação PLGA40, o diâmetro caiu de 254 ± 115 nm para 208 ± 78 nm, enquanto no grupo PLGA0 a redução foi de 296 ± 139 nm para 281 ± 130 nm.

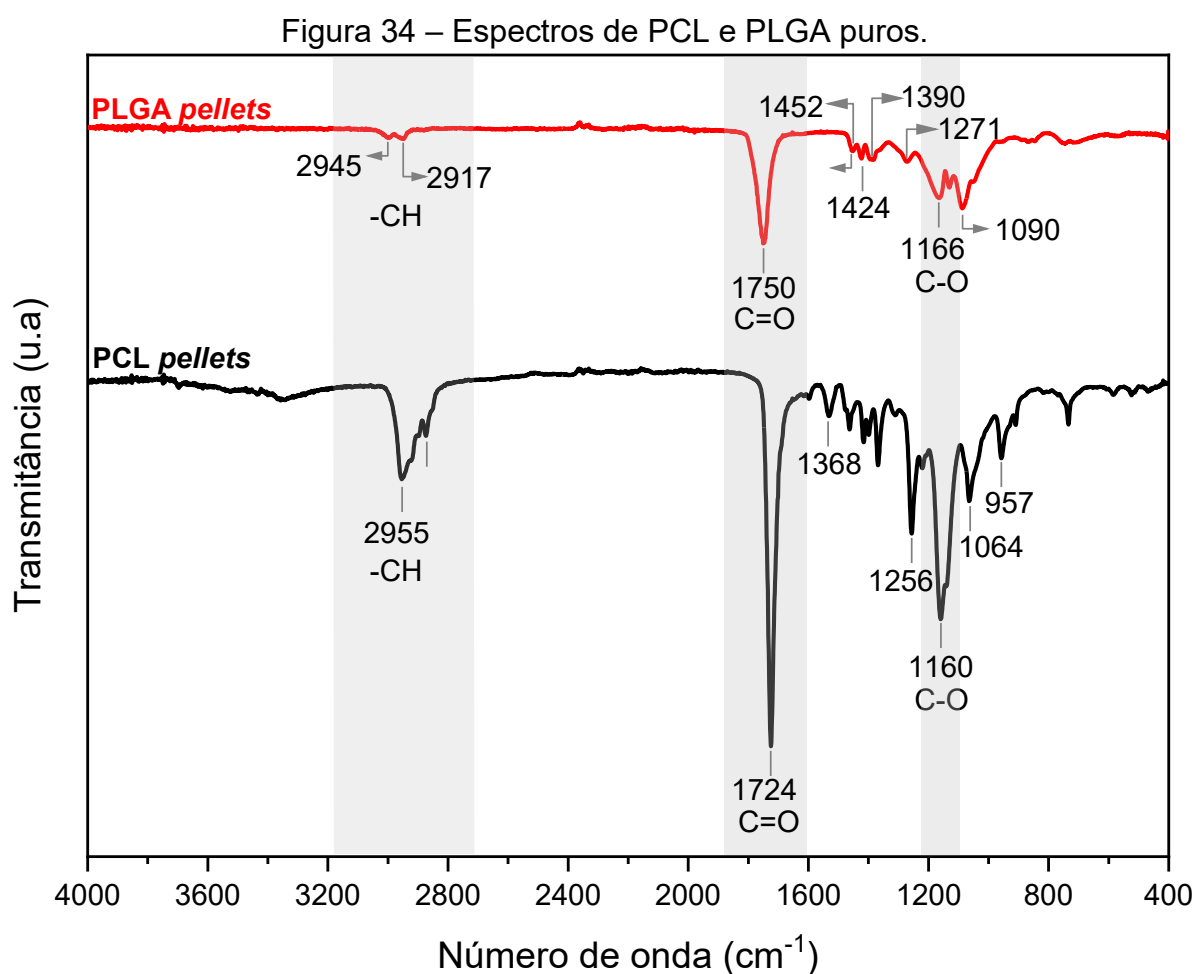
Ao final de 60 dias, apenas a amostra PLGA0, composta exclusivamente por PCL, ainda apresentava nanofibras visíveis e quantificáveis, com um diâmetro médio de 190 ± 93 nm. Em todas as formulações contendo PLGA (10% ou mais), as fibras deixaram de ser detectadas nas imagens de MEV, indicando degradação completa das estruturas nanofibrilares. Esse comportamento evidencia o papel da hidrólise na degradação das blendas poliméricas. Durante o processo, a fase amorfa dos polímeros é degradada mais rapidamente do que a fase cristalina (Martins *et al.*, 2017). O PCL, por ser semicristalino e mais hidrofóbico, demonstrou maior resistência à degradação, o que explica a presença de fibras remanescentes na amostra PLGA0 até o fim do ensaio. Já o PLGA, conhecido por sua maior suscetibilidade à degradação hidrolítica, acelerou significativamente o desaparecimento das fibras nas demais formulações.

Além disso, as imagens obtidas aos 60 dias de ensaio revelaram a presença de estruturas globosas, embora com sinais evidentes de erosão superficial, como aumento de porosidade e formação de fissuras. Esses indícios sugerem que determinadas regiões da matriz polimérica, possivelmente associadas a domínios mais densos ou cristalinos do PCL, apresentaram maior resistência à degradação, mantendo-se parcialmente intactas mesmo após o prolongado período de imersão.

Esses resultados, portanto, demonstram que a análise morfológica das nanofibras ao longo do tempo é essencial para compreender não apenas os efeitos da degradação hidrolítica sobre a integridade estrutural das suturas, mas também para avaliar o desempenho e a estabilidade das formulações poliméricas desenvolvidas. Outra observação relevante é que os ensaios de degradação revelaram que as nanofibras, especialmente das amostras contendo PLGA, foram degradadas primeiro, o que, de certa forma, evidencia a importância da presença das *beads* para a manutenção do fio de sutura por um período mais prolongado sob condições de degradação.

5.8 Análise da espectroscopia vibracional na região do infravermelho dos fios de sutura

Os ensaios de espectroscopia vibracional foram realizados para caracterizar os grupos funcionais químicos presentes nos fios de sutura produzidos a partir de fibras de PCL e PLGA obtidas por eletrofiação. Inicialmente, as análises foram realizadas nos *pellets* dos polímeros puros de PCL e de PLGA (50:50 – PLA:PGA), visando identificar grupos funcionais característicos. Posteriormente, as nanofibras eletrofiadas, com diferentes concentrações desses polímeros, foram analisadas para avaliar alterações estruturais resultantes do processo de hidrólise química durante intervalos de tempo predeterminados em um ensaio de 60 dias. Os espectros FTIR dos polímeros puros utilizados estão apresentados na Figura 34.



Fonte: própria do autor (2025).

A análise por FTIR dos polímeros PLGA e PCL permitiu identificar os estiramentos vibracionais provenientes dos grupos funcionais característicos de cada

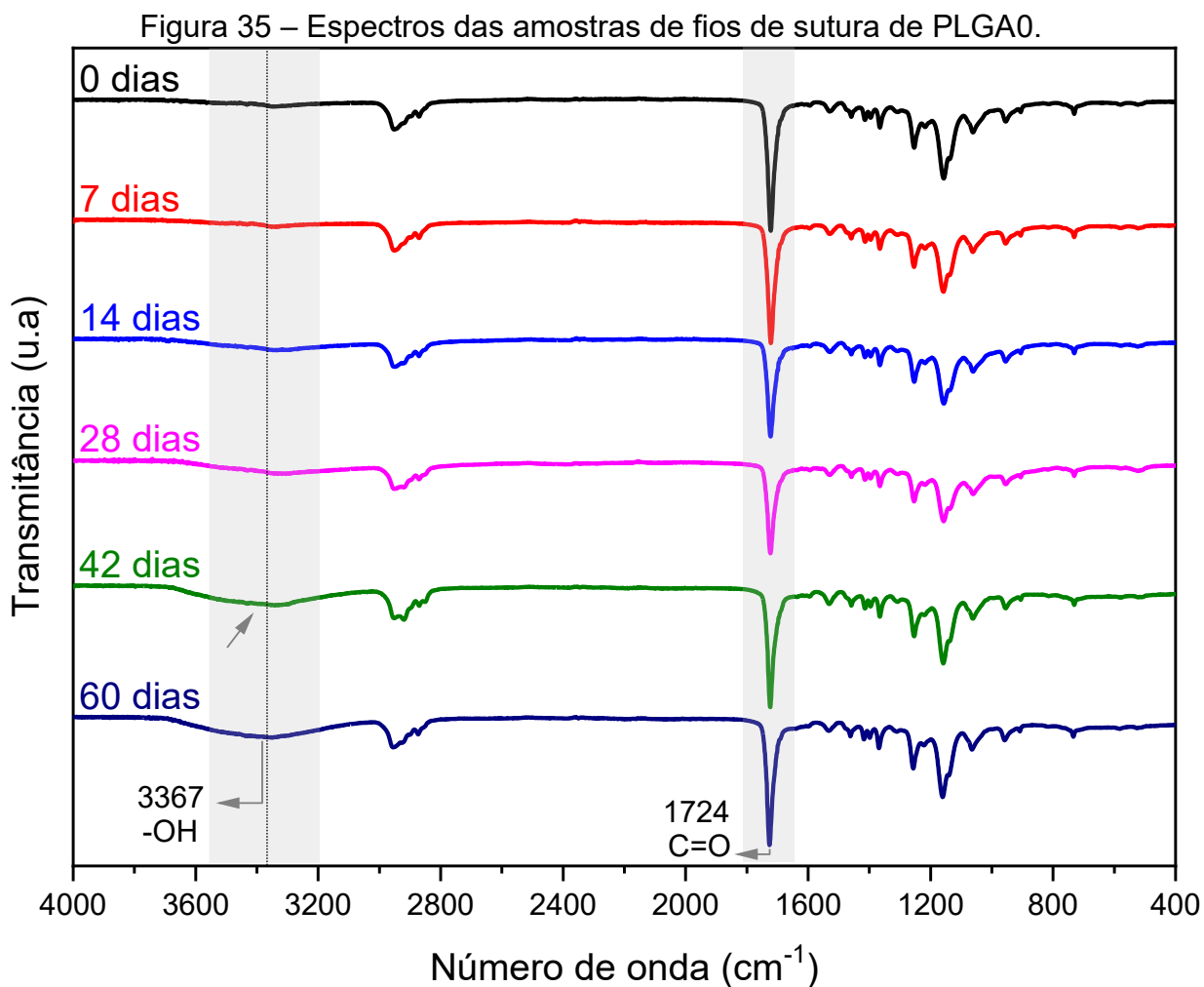
material, possibilitando a confirmação de sua estrutura química e a correlação com estudos previamente reportados na literatura.

Para o PLGA, o espectro apresentou uma banda intensa em 1750 cm^{-1} , característica do estiramento do grupo $\nu\text{C=O}$ dos ésteres. Esta banda é amplamente reconhecida na literatura, sendo destacado por Duskey *et al.* (2020) e Gaspar *et al.* (2018) como um espectral fundamental para a identificação do PLGA. Bandas em 1166 cm^{-1} e 1090 cm^{-1} foram atribuídos ao estiramento do grupo éster ($\nu\text{C-O}$), consistentes conforme demonstrado nos estudos de Duskey *et al.* (2020). Bandas em 1424 cm^{-1} , 1452 cm^{-1} , 1271 cm^{-1} e 1390 cm^{-1} foram identificadas como devidas à deformação angular das ligações C-H dos grupos CH_2 e CH_3 , reforçando a presença de grupos funcionais típicos da cadeia polimérica. Esses resultados corroboram observações de Castro *et al.* (2022), que enfatizam a contribuição dessas bandas na caracterização estrutural do PLGA. Bandas de menor intensidade em 2917 cm^{-1} e 2945 cm^{-1} , atribuídas ao estiramento de ligações de C-H de carbonos alifáticos, também foram consistentes com os resultados mencionados (Gaspar *et al.*, 2018), que indicam sua relação com a estrutura repetitiva dos monômeros ácido glicólico e ácido láctico. A boa concordância entre os resultados obtidos e os valores reportados na literatura confirma a pureza e a conformidade estrutural do PLGA analisado.

Para o PCL, o espectro FTIR apresentou uma banda de maior intensidade em 1724 cm^{-1} , atribuído ao estiramento da ligação C=O do éster. Esta banda é amplamente reportado na literatura como um marcador para o PCL, com valores similares descritos por Hassanajili *et al.* (2019), Ma *et al.* (2020) e Kahdim *et al.* (2023). Bandas em 1160 cm^{-1} foram associadas ao estiramento do grupo éster ($\nu\text{C-O}$), em conformidade com estudos de Hassanajili *et al.* (2019) e Shkarina *et al.* (2018). As bandas em 2955 cm^{-1} e 2872 cm^{-1} , correspondentes ao estiramento assimétrico e simétrico das ligações CH_2 , estão alinhados com os valores reportados por Gautam *et al.* (2021) e Baghersad *et al.* (2018). Estas bandas são fundamentais para confirmar a presença de grupos alifáticos na estrutura do PCL. Bandas adicionais observadas em 1368 cm^{-1} , 1256 cm^{-1} e 1064 cm^{-1} foram associadas, respectivamente, a modos vibracionais específicos, como o estiramento das ligações C-O e C-C e deformações angulares das ligações CH_2 , corroborando estudos de Sharifi *et al.* (2018) e Shkarina *et al.* (2018).

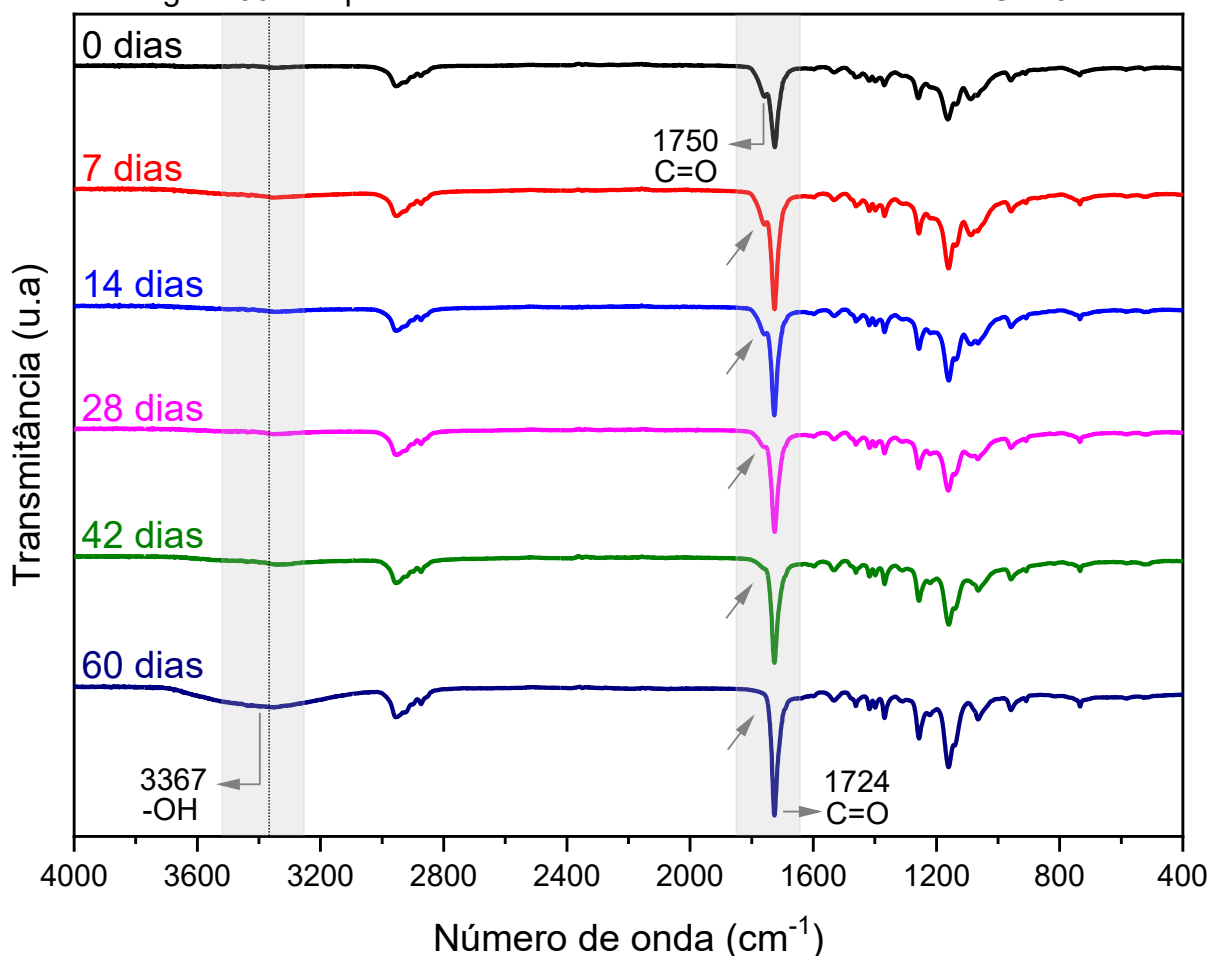
Os resultados demonstram que os polímeros analisados mantêm suas características espectrais, proporcionando espectros que estão em estreita concordância com a literatura. Os resultados mostraram que os polímeros estão puros e mostraram as diferenças entre eles, tal fator é importante para as análises das amostras de fios com diferentes concentrações de PCL e PLGA.

Os espectros FTIR das amostras de fios de sutura com diferentes composições de PCL e PLGA (PLGA0, PLGA10, PLGA20, PLGA30 e PLGA40) foram coletados periodicamente nos dias 0, 7, 14, 28, 42 e 60 durante os ensaios de degradação. A Figura 35 apresenta os espectros da amostra PLGA0, enquanto a Figura 36 mostra os do PLGA40, que se destacou pela clara evidência da interação entre os polímeros e pela evolução de suas características químicas ao longo do período de estudo.



Fonte: próprio autor (2025).

Figura 36 – Espectros das amostras de fios de sutura de PLGA40.



Fonte: próprio autor (2025).

Os espectros das amostras revelaram uma sobreposição entre as bandas características do PCL e do PLGA, sendo que as bandas do PCL apresentaram maior intensidade devido à maior concentração nas blendas. Um destaque importante foi a banda em 1750 cm^{-1} , associado ao estiramento da carbonila ($\text{C}=\text{O}$) do éster do PLGA. Nas amostras de PLGA40, esta banda mostrou uma diminuição gradual de intensidade ao longo do tempo, tornando-se quase imperceptível no dia 42 e desaparecendo completamente no dia 60. Este comportamento reflete a maior taxa de degradação do PLGA em comparação ao PCL, evidenciando a dinâmica de degradação diferencial entre os dois polímeros.

As amostras de PLGA10, PLGA20 e PLGA30 apresentaram tendências similares, com a banda em 1750 cm^{-1} também diminuindo de forma progressiva, mas com intensidades iniciais proporcionalmente menores devido às menores concentrações de PLGA. Esses resultados reforçam a consistência das análises e indicam uma relação direta entre a proporção de PLGA e sua taxa de degradação nos

fios de sutura. Esses dados detalhados encontram-se apresentados no Anexo III deste trabalho.

Por outro lado, as amostras de PLGA0, compostas exclusivamente por PCL, apresentaram espectros praticamente inalterados ao longo do ensaio de degradação, mantendo as características espectrais do PCL puro. No entanto, a partir do 28º dia, observou-se o surgimento de uma banda em 3367 cm^{-1} , cuja intensidade aumentou progressivamente nos dias 42 e 60. Essa banda é atribuída à formação de grupos hidroxila, resultantes da clivagem hidrolítica das ligações éster da cadeia do PCL. Esse comportamento indica o início da degradação do PCL, fenômeno esperado devido à reconhecida estabilidade química desse polímero em soluções como PBS, que retarda a ocorrência desse processo.

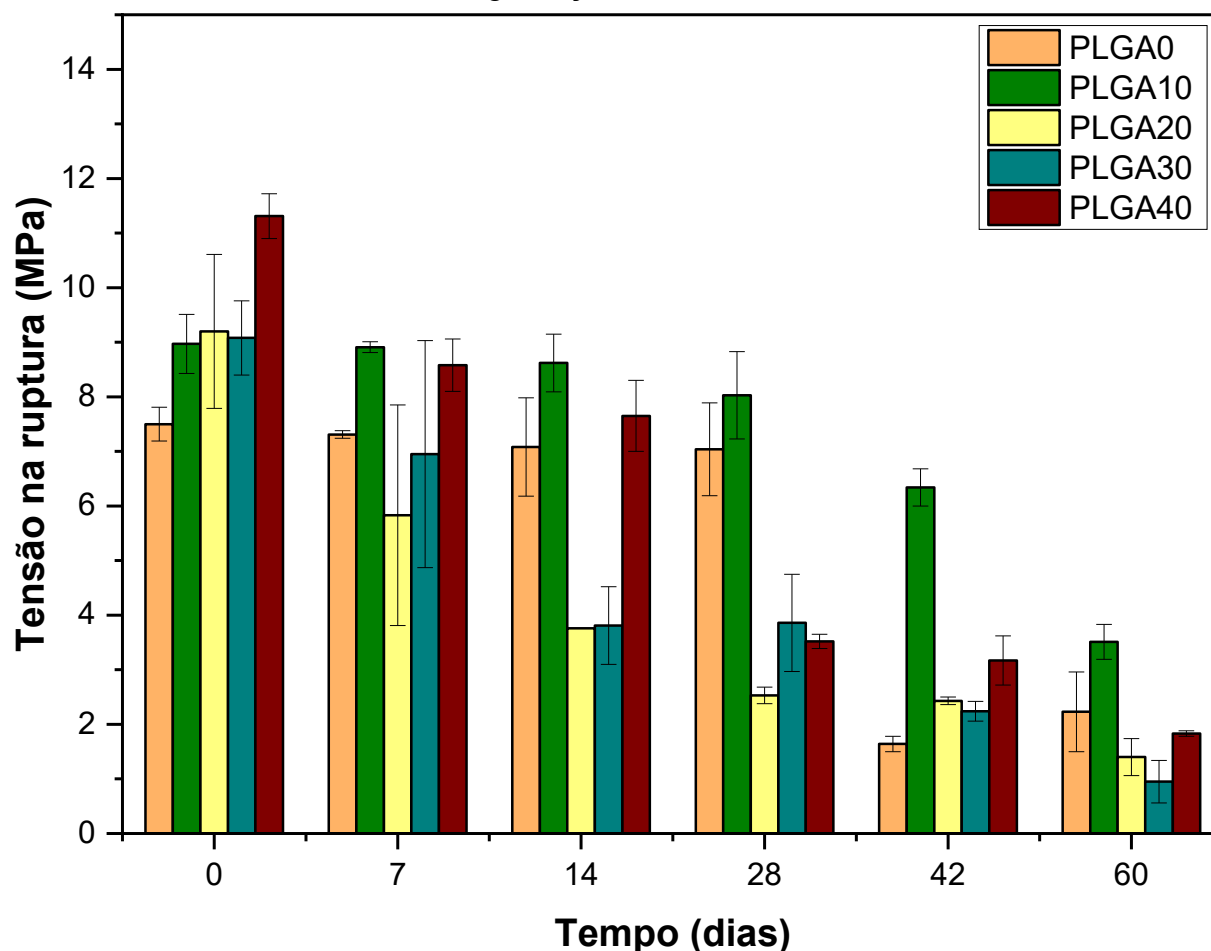
Os resultados das análises FTIR confirmam a interação entre os polímeros e a influência das concentrações de PLGA e PCL nas propriedades químicas dos fios de sutura. Ressalta-se, ainda, que esses dados estão em concordância com a análise de perda de massa durante o ensaio de degradação, que indicou que, aos 60 dias, a porcentagem de massa perdida correspondia aproximadamente à degradação completa do PLGA, somada a uma perda de cerca de 10% da massa do PCL (Figura 29 e Tabela 9).

5.9 Avaliação das propriedades mecânicas dos fios de sutura

As propriedades mecânicas dos fios de sutura foram avaliadas com base na tensão na ruptura, deformação na ruptura e módulo de Young, ao longo de 60 dias de imersão em solução PBS (pH=7,4) à 37°C. Os resultados evidenciam variações entre as formulações e ao longo do tempo, refletindo o impacto da adição de PLGA na estabilidade e biodegradabilidade dos fios.

Inicialmente, observou-se que a incorporação de PLGA ao PCL promoveu um aumento na resistência mecânica (Figura 37 e Tabela 12). A formulação PLGA40 apresentou a maior tensão na ruptura no tempo zero ($11,31 \pm 0,41\text{ MPa}$), seguida por PLGA20, PLGA30 e PLGA10, com valores semelhantes entre si. Já a formulação PLGA0, composta apenas por PCL, apresentou o menor valor ($7,50 \pm 0,31\text{ MPa}$). Esse comportamento pode ser atribuído à maior rigidez intrínseca do PLGA em relação ao PCL (Mohammadzadeh *et al.*, 2025), além da maior coesão estrutural proporcionada pelas fibras torcidas.

Figura 37 – Tensão na ruptura das amostras de fios de sutura ao longo dos dias de degradação hidrolítica.



Fonte: próprio autor (2025).

Tabela 12 – Perda da resistência à tração durante a degradação hidrolítica.

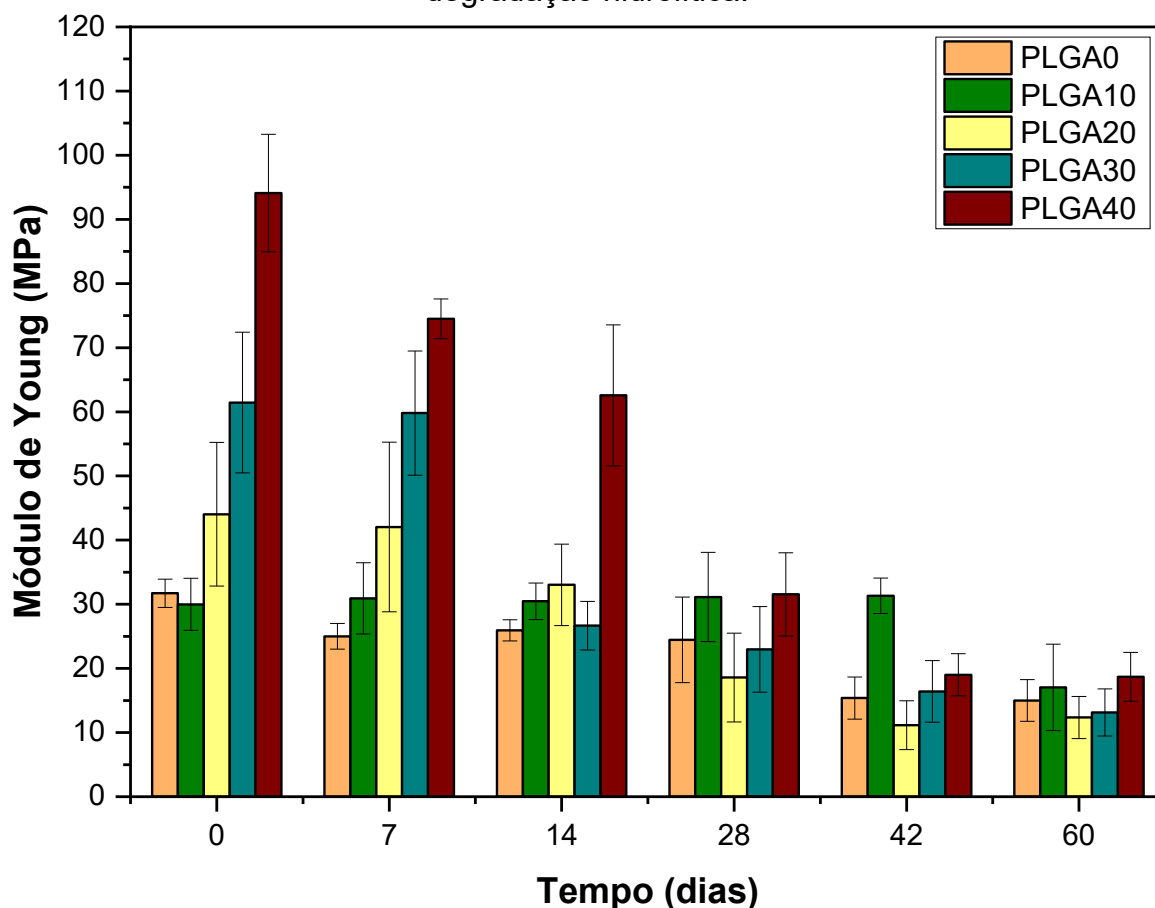
Dias de ensaio	PLGA0 (MPa)	PLGA10 (MPa)	PLGA20 (MPa)	PLGA30 (MPa)	PLGA40 (MPa)
0 dias	7,50 ± 0,31	8,97 ± 0,54	9,20 ± 1,41	9,08 ± 0,68	11,31 ± 0,41
7 dias	7,31 ± 0,07	8,81 ± 0,17	5,83 ± 2,02	6,95 ± 2,08	8,58 ± 0,48
14 dias	7,08 ± 0,90	8,51 ± 0,53	3,76 ± 0,00	3,81 ± 0,71	7,65 ± 0,65
28 dias	7,04 ± 0,85	7,99 ± 0,75	2,53 ± 0,15	3,86 ± 0,89	3,52 ± 0,13
42 dias	1,64 ± 0,14	6,34 ± 0,34	2,43 ± 0,07	2,24 ± 0,18	3,17 ± 0,45
60 dias	2,23 ± 0,73	3,51 ± 0,32	1,40 ± 0,34	0,95 ± 0,39	1,83 ± 0,05

Fonte: próprio autor (2025).

A mesma tendência foi observada para o módulo de Young (Figura 38 e Tabela 13), cujos valores aumentaram proporcionalmente à adição de PLGA. A formulação PLGA40 exibiu a maior rigidez inicial ($94,10 \pm 9,15$ MPa), enquanto o PLGA0 puro apresentou o menor valor ($31,71 \pm 2,20$ MPa). A diferença entre as formulações pode ser explicada, em parte, pelas características térmicas dos polímeros. A temperatura de transição vítrea do PCL é em torno de -60°C , enquanto a do PLGA (50:50

PLA:PGA) é de aproximadamente 44 °C (Makadia; Siegel, 2011; Bartnikowski *et al.*, 2019). Na temperatura ambiente, o PCL está em estado borrachoso, conferindo-lhe maior flexibilidade, enquanto o PLGA permanece vítreo e rígido, o que se reflete diretamente no módulo de elasticidade.

Figura 38 – Módulo de *Young* das amostras de fios de sutura ao longo dos dias de degradação hidrolítica.



Fonte: próprio autor (2025).

Tabela 13 – Perda do módulo de *Young* durante a degradação hidrolítica.

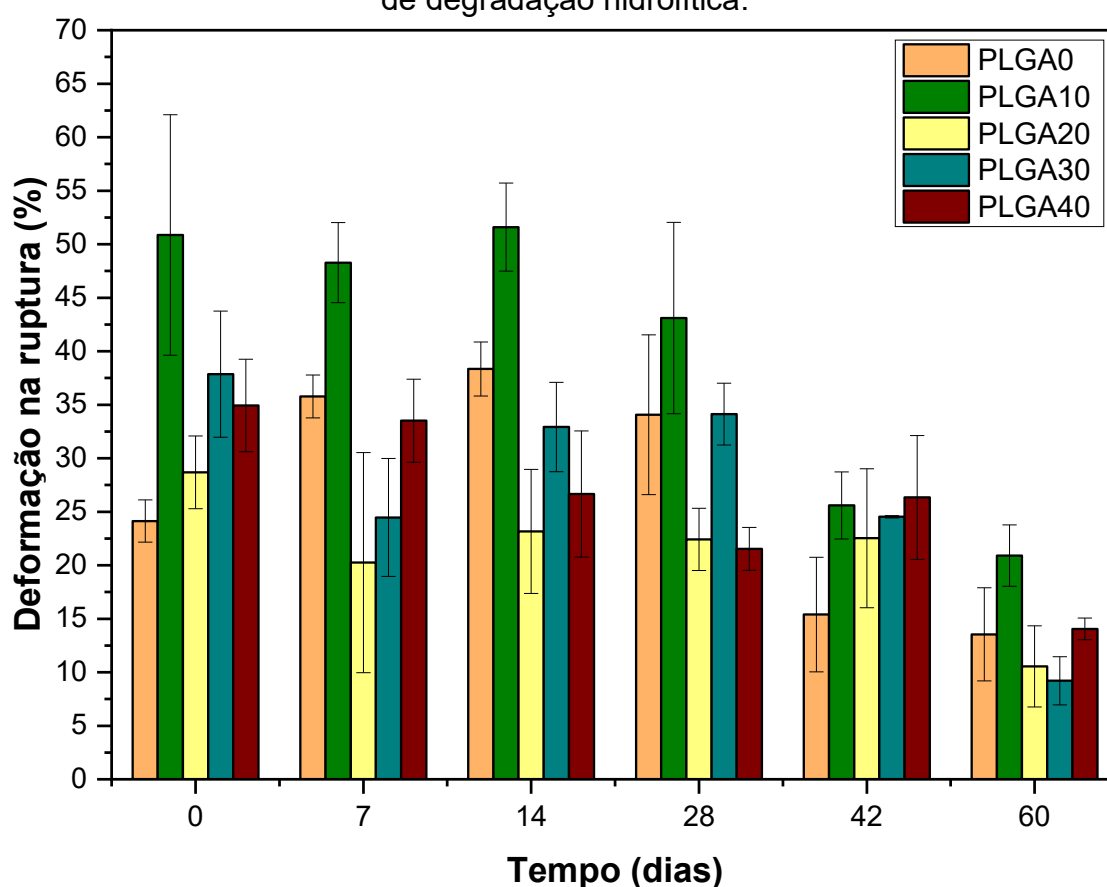
Dias de ensaio	PLGA0 (MPa)	PLGA10 (MPa)	PLGA20 (MPa)	PLGA30 (MPa)	PLGA40 (MPa)
0 dias	31,71 ± 2,20	29,98 ± 4,05	44,02 ± 11,20	61,44 ± 10,97	94,10 ± 9,15
7 dias	25,01 ± 2,01	30,92 ± 5,57	42,04 ± 13,21	59,80 ± 9,67	74,50 ± 3,11
14 dias	25,94 ± 1,66	30,46 ± 2,84	33,02 ± 6,35	26,66 ± 3,78	62,56 ± 11,01
28 dias	24,44 ± 6,67	31,12 ± 6,96	18,58 ± 6,91	22,96 ± 6,68	31,55 ± 6,49
42 dias	15,38 ± 3,29	31,31 ± 2,77	11,15 ± 3,82	16,42 ± 4,81	19,01 ± 3,29
60 dias	14,99 ± 3,25	17,04 ± 6,74	12,35 ± 3,29	13,12 ± 3,68	18,69 ± 3,80

Fonte: própria do autor (2025).

A deformação na ruptura apresentou comportamentos heterogêneos entre as formulações (Figura 39 e Tabela 14). A PLGA10 destacou-se com o maior valor inicial

($50,87 \pm 11,23\%$), indicando maior flexibilidade, o que pode favorecer aplicações em suturas submetidas a movimentos fisiológicos constantes (Thomas *et al.*, 2023). Em contrapartida, a PLGA40, embora mais rígida, apresentou deformação inicial mais moderada ($34,93 \pm 4,32\%$), o que pode ser vantajoso em situações que exigem maior suporte mecânico inicial. Essas diferenças demonstram o potencial de ajuste das propriedades mecânicas por meio da proporção de PLGA, permitindo adequação às diferentes demandas clínicas.

Figura 39 – Deformação na ruptura das amostras de fios de sutura ao longo dos dias de degradação hidrolítica.



Fonte: próprio autor (2025).

Tabela 14 – Perda de deformação durante a degradação hidrolítica.

Dias de ensaio	PLGA0 (%)	PLGA10 (%)	PLGA20 (%)	PLGA30 (%)	PLGA40 (%)
0 dias	24,13 ± 1,98	50,87 ± 11,23	28,69 ± 3,40	37,86 ± 5,90	34,93 ± 4,32
7 dias	35,77 ± 2,00	48,28 ± 3,74	20,25 ± 10,28	24,47 ± 5,51	33,51 ± 3,88
14 dias	38,34 ± 2,53	51,60 ± 4,12	23,16 ± 5,80	32,92 ± 4,17	26,65 ± 5,89
28 dias	34,07 ± 7,46	43,10 ± 8,94	22,41 ± 2,91	34,12 ± 2,89	21,53 ± 2,00
42 dias	15,40 ± 5,35	25,59 ± 3,14	22,53 ± 6,49	24,53 ± 0,11	26,34 ± 5,78
60 dias	13,54 ± 4,35	20,90 ± 2,86	10,55 ± 3,79	9,21 ± 2,25	14,06 ± 1,01

Fonte: próprio autor (2025).

Com o avanço do tempo de imersão, todas as formulações apresentaram perdas progressivas das propriedades mecânicas. Em relação à tensão, as quedas mais acentuadas foram observadas em PLGA20, PLGA30 e PLGA40, cujos valores ficaram abaixo de 2 MPa aos 60 dias de ensaio. O módulo de Young dessas formulações também apresentou redução expressiva, variando entre aproximadamente 12 e 19 MPa, sendo o PLGA40 o que manteve maior rigidez. Esse comportamento está relacionado à estrutura amorfa do PLGA, mais suscetível à hidrólise, o que acelera a perda da integridade mecânica (Limsukon; Auras; Smith, 2021; Istratov *et al.*, 2023; Martins *et al.*, 2017; Chen *et al.*, 2024).

Entre as formulações, o PLGA0 também chamou atenção. Apesar de apresentar comportamento relativamente estável nos primeiros 28 dias, mantendo tensão na ruptura próxima a 7 MPa, a partir de 42 dias observou-se uma queda abrupta ($1,64 \pm 0,14$ MPa), indicando perda significativa da estrutura.

Essa perda de desempenho é coerente com as alterações morfológicas observadas por MEV anteriormente. No início do experimento, as nanofibras estavam interligadas por *beads*, formando uma malha coesa. Aos 60 dias, no entanto, a estrutura passou a apresentar intensa erosão nas regiões com gotas e colapso das conexões nanofibrilares. A perda dessas interligações compromete a transmissão eficiente dos esforços durante o ensaio de tração, o que leva à ruptura prematura, mesmo na presença de uma massa elevada do material polimérico.

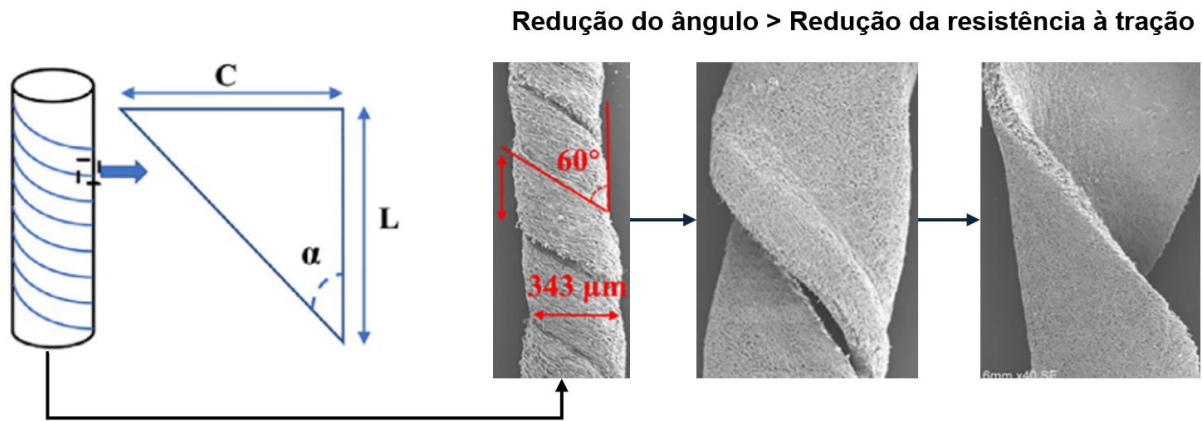
A deformação na ruptura também apresentou reduções acentuadas ao longo do tempo, sobretudo após 42 dias. No caso do PCL puro, por exemplo, o valor reduziu de 24,13% para 13,54%, possivelmente devido à consequente perda de mobilidade das cadeias poliméricas durante a degradação (Dwivedi *et al.*, 2020).

Além disso, um fator adicional que pode explicar a perda de desempenho mecânico é a abertura do ângulo de torção dos fios (Maleki *et al.*, 2016). O processo de torção contribuiu, inicialmente, para a compactação das fibras e aumento da coesão. No entanto, com o tempo de imersão, observou-se uma gradual abertura helicoidal, que enfraquece o contato entre as nanofibras e compromete a capacidade de transmissão de esforços. Esse efeito ajuda a explicar a queda acentuada na resistência e na rigidez observada nas formulações torcidas.

Esse fenômeno está de acordo com os estudos de Guan, Xia e Ni (2021), que destacam que maiores ângulos de torção, embora aumentem a rigidez inicial, podem

induzir falhas estruturais prematuras, devido à perda da geometria helicoidal sob condições de carga ou degradação, como ilustrado na Figura 40.

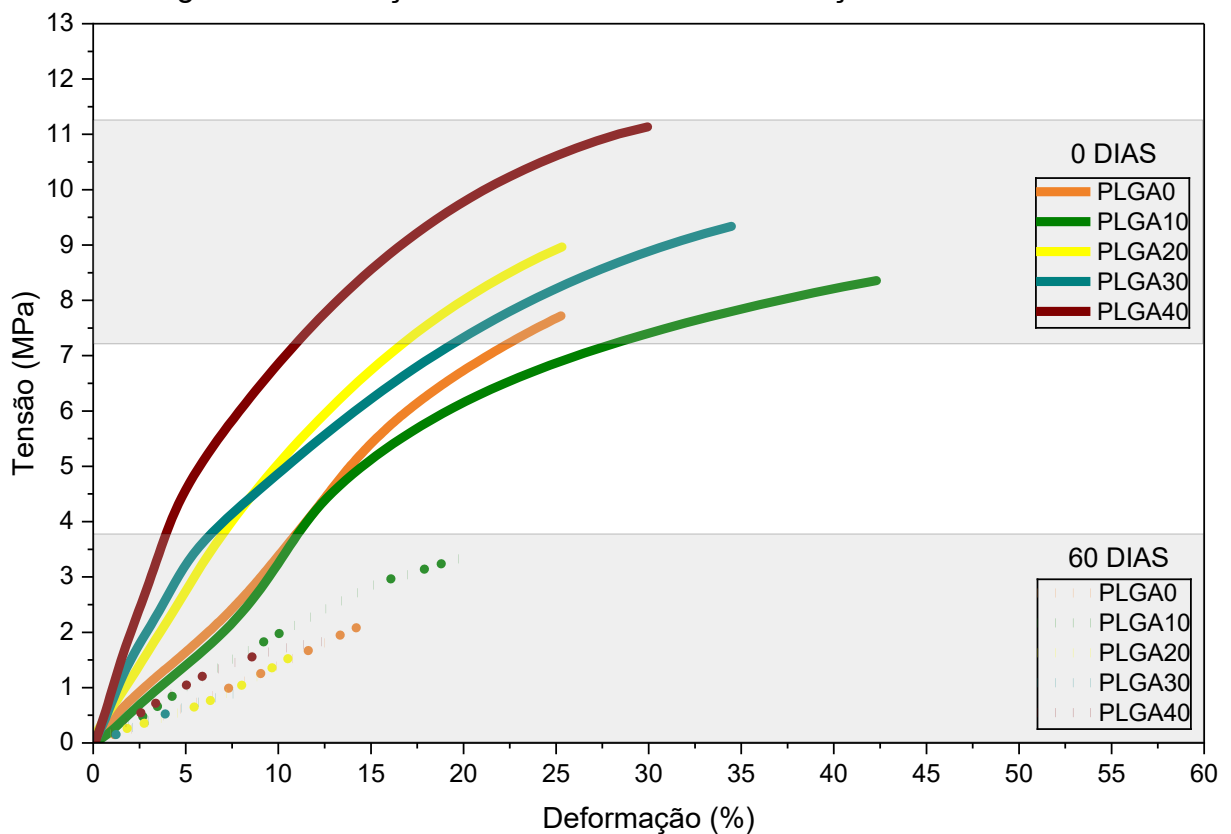
Figura 40 – Relação do ângulo de torção com a resistência do fio.



Fonte: adaptado dos estudos de Guan, Xia e Ni (2021).

A Figura 41 apresenta as curvas de tensão versus deformação de dez amostras representativas, correspondentes às triplicatas de cada formulação nos tempos inicial e final do ensaio.

Figura 41 – Relação entre a tensão e a deformação das suturas.



Fonte: próprio autor (2025).

Nota-se duas regiões distintas, no início do ensaio (0 dias), as curvas apresentam inclinação mais acentuada na fase elástica, maior deformação e valores superiores de tensão, evidenciando estruturas mais rígidas e resistentes. Já aos 60 dias, as curvas tornam-se visivelmente menos inclinadas, mais curtas e com valores de tensão reduzidos, indicando perda significativa de rigidez e resistência mecânica, especialmente nas formulações com maior teor de PLGA (PLGA20, PLGA30 e PLGA40).

Comparando os dados obtidos com a literatura, observa-se que a resistência inicial das formulações, que variou entre aproximadamente 7 e 11 MPa, é inferior aos valores de materiais poliméricos em estado *bulk*, como o PCL, que pode atingir até 20 MPa (Larrañaga; Lizundia, 2019). Essa diferença é esperada devido à estrutura porosa e multifilamentar das fibras obtidas por eletrofiação, com diâmetros na escala nano ou micrométrica, que naturalmente apresentam resistência reduzida (Bazgir *et al.*, 2021).

Apesar disso, os resultados demonstram desempenho mecânico relativamente elevado em comparação a outros fios similares. Por exemplo, Levitt *et al.* (2017) relataram valores entre 1,56 e 2,03 MPa para PCL puro eletrofiado. Resultados semelhantes aos obtidos neste estudo também foram observados em fios de blendas de PCL com seda (Cotrim; Oréfice, 2023) e PCL/PLLA (Joseph; Nair; Menon, 2015). Já os trabalhos de Chen *et al.* (2017) e Hu, Huang e Liu (2010) reportaram valores superiores, atribuídos a variações nos parâmetros de eletrofiação e nos tipos de coletores utilizados, evidenciando a forte influência dessas variáveis no desempenho final dos fios.

Cabe ressaltar que, nas formulações deste estudo, foram observadas gotículas (*beads*) ao longo das nanofibras, o que pode ter contribuído para o aumento da resistência mecânica em comparação a alguns estudos da literatura reportados acima. Essas gotículas, embora geralmente indesejadas em termos de uniformidade morfológica, podem atuar como pontos de reforço local, dificultando a propagação de trincas e promovendo maior resistência à tração dos fios (Dwivedi *et al.*, 2020).

Com base nos resultados obtidos, todas as formulações testadas podem ser classificadas como suturas absorvíveis, conforme os critérios reportados na literatura por Deng, Qasim e Ali (2021) e Dennis *et al.* (2016), que consideram uma perda igual ou superior a 50% da resistência à tração após 60 dias como indicativo de absorvibilidade. É importante destacar que essa classificação se baseia na perda de

resistência mecânica e não necessariamente na perda de massa como critério funcional. Mesmo o PLGA0, que apresentou degradação de massa mínima, exibiu uma redução expressiva de resistência, atendendo aos requisitos para esse tipo de aplicação. As perdas percentuais de resistência à tração para cada formulação estão apresentadas na Tabela 15.

Tabela 15 – Perda de resistência à tração após 60 dias (%).

Amostras	Perda (%)
PLGA0	70,27
PLGA10	60,87
PLGA20	84,78
PLGA30	89,54
PLGA40	83,82

Fonte: próprio autor (2025).

5.10 Análise térmica por calorimetria de varredura diferencial

A análise térmica das formulações de PCL e PLGA puros, bem como das amostras de fios de sutura contendo diferentes concentrações desses polímeros nas blendas, foi realizada por calorimetria de varredura diferencial. O objetivo foi investigar as propriedades térmicas dos materiais antes e após o processamento por eletrofiação, além de avaliar os efeitos da incorporação de PLGA e da degradação em meio fisiológico.

Os parâmetros analisados incluíram a temperatura de fusão (T_m), entalpia de fusão (ΔH_f), temperatura e entalpia de cristalização (T_c e ΔH_c), temperatura de transição vítrea (T_g) e grau de cristalinidade (X_c), conforme sintetizados na Tabela 16.

Tabela 16 – Parâmetros térmicos obtidos por DSC das amostras antes e após 60 dias de degradação hidrolítica.

Amostras	1° aquecimento				1° resfriamento		2° aquecimento			
	ΔH_f (mJ/mg)	T_m (°C)	T_g (°C)	X_c (%)	ΔH_c (mJ/mg)	T_c (°C)	ΔH_f (mJ/mg)	T_m (°C)	T_g (°C)	X_c (%)
PCL <i>pellet</i>	67,0	57,2	-	49,3	63,5	25,1	56,7	55,9	-	41,7
PLGA <i>pellet</i>	-	-	40,5	-	-	-	-	-	46,3	-
PLGA0 – 0D	72,1	58,7	-	53,0	54,7	24,1	55,4	55,3	-	40,7
PLGA10 - 0D	60,8	51,7	-	49,7	62,4	19,0	63,1	52,2	-	51,5
PLGA20 - 0D	50,4	51,3	-	46,3	47,9	19,6	52,0	51,8	-	47,8
PLGA30 - 0D	48,5	51,0	-	51,0	46,0	20,8	49,5	51,9	-	52,0
PLGA40 - 0D	26,8	49,3	-	32,8	42,1	12,3	42,8	47,1	-	52,5
PLGA0 - 60D	63,0	60,9	-	46,4	53,5	23,6	48,9	55,5	-	35,9
PLGA10 - 60D	63,9	59,0	-	47,0	51,7	21,3	48,7	54,1	-	35,8
PLGA20 - 60D	39,8	59,5	-	29,3	37,8	23,1	35,6	53,9	-	26,2
PLGA30 – 60D	51,4	58,3	-	37,8	48,3	22,7	44,9	54,8	-	33,0
PLGA40 – 60D	64,6	58,2	-	47,5	57,6	22,6	53,4	54,4	-	39,3

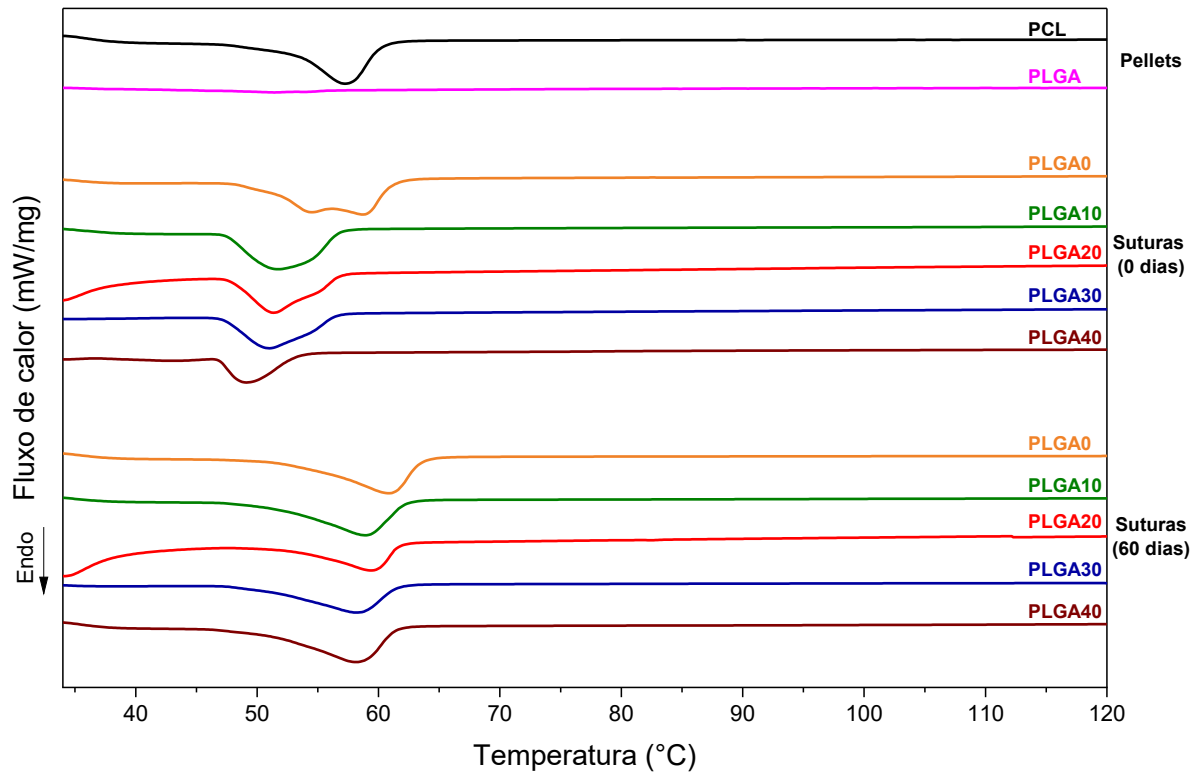
Nota: (0D) – 0 dias de ensaio de degradação dos fios de sutura, (60D) – 60 dias de ensaio de degradação dos fios de sutura. Fonte: próprio autor (2025).

A amostra de PCL *pellet* apresentou picos de fusão em 57,2 °C e 55,9 °C, no primeiro e segundo aquecimentos, respectivamente, valores compatíveis com os reportados na literatura para esse polímero semicristalino (56–64 °C) (Patty *et al.*, 2023; Youssef *et al.*, 2023). A entalpia de fusão obtida foi de 67,0 mJ·mg⁻¹, resultando em um grau de cristalinidade de aproximadamente 49,3%, considerando o valor teórico de 136 mJ·mg⁻¹ para 100% de cristalinidade do PCL (Ivanov *et al.*, 2025).

Por outro lado, o PLGA *pellet*, por ser totalmente amorfo, não apresentou picos de fusão, sendo identificada apenas a transição vítrea, evidenciada por uma mudança sutil na linha de base do termograma. Os valores T_g encontrados foram 40,5 °C no primeiro aquecimento e 46,3 °C no segundo, corroborando com dados da literatura que situam a T_g do PLGA entre 40 e 50 °C (Nagiah *et al.*, 2020; Batista *et al.*, 2021; Zhang *et al.*, 2016).

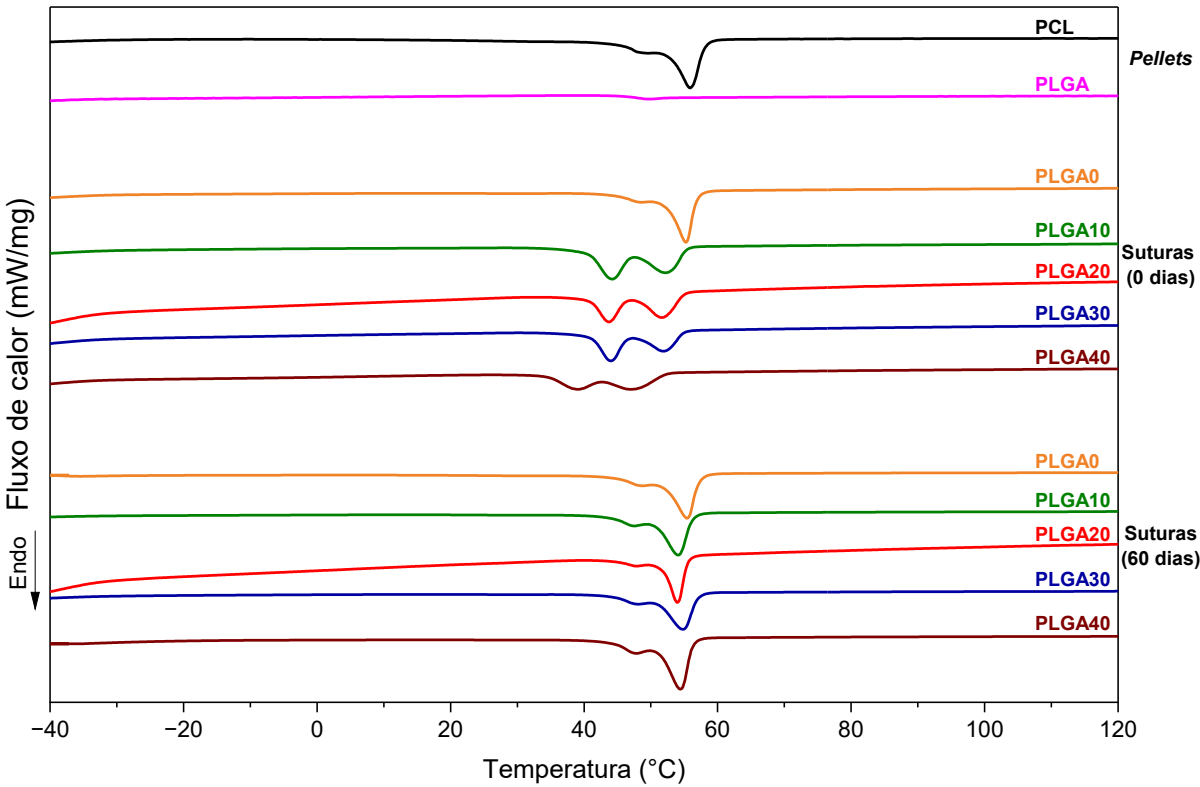
Esses comportamentos podem ser visualizados nas Figuras 42 e 43, que correspondem ao primeiro e ao segundo aquecimento, respectivamente.

Figura 42 – Termograma de DSC – 1º aquecimento das amostras.



Fonte: próprio autor (2025).

Figura 43 – Termograma de DSC – 2º aquecimento das amostras.



Fonte: próprio autor (2025).

A comparação entre o PCL puro (*pellet*) e a amostra de sutura PLGA0, formada por eletrofiação e seguida por torção, revelou um aumento no grau de cristalinidade após o processamento. No primeiro aquecimento, a cristalinidade da PLGA0 foi de 53,0%, superior à do PCL puro (49,3%) e representando o maior valor entre todas as formulações analisadas. Embora alguns estudos indiquem que a eletrofiação pode reduzir a cristalinidade devido à rápida evaporação do solvente, especialmente o diclorometano, que limita a mobilidade das cadeias e dificulta a organização cristalina (Enayati *et al.*, 2016; Wang *et al.*, 2013), outros relatam comportamento oposto, como Kostakova *et al.* (2017), que observaram X_c de 49,6% para o PCL *pellet* e 56,6% para fibras eletrofiadas. Esse aumento é frequentemente atribuído à maior orientação molecular e à proximidade entre cadeias durante a solidificação.

Adicionalmente, a torção aplicada na etapa final pode ter promovido o realinhamento das cadeias poliméricas, favorecendo a recristalização. Comportamento semelhante foi reportado por Cotrim e Oréface (2023), que observaram aumento da cristalinidade em nanofibras de PCL após estiramento mecânico. Ainda assim, no segundo aquecimento, os valores se inverteram, com cristalinidade maior para o PCL em *pellet* (41,7%) em comparação à PLGA0 (40,7%), o que pode estar relacionado à eliminação do histórico térmico durante o ciclo de análise.

Nas amostras de fios de sutura antes do ensaio de degradação (0 dias), a incorporação crescente de PLGA promoveu uma redução gradual da temperatura de fusão, entalpia de fusão e grau de cristalinidade no primeiro aquecimento. Esse efeito foi mais evidente nas formulações com maiores teores de PLGA, como o PLGA40, que apresentou X_c de 32,8%, o menor valor observado. Tal comportamento está associado à natureza amorfa do PLGA, que atua como uma fase disruptiva na estrutura cristalina do PCL.

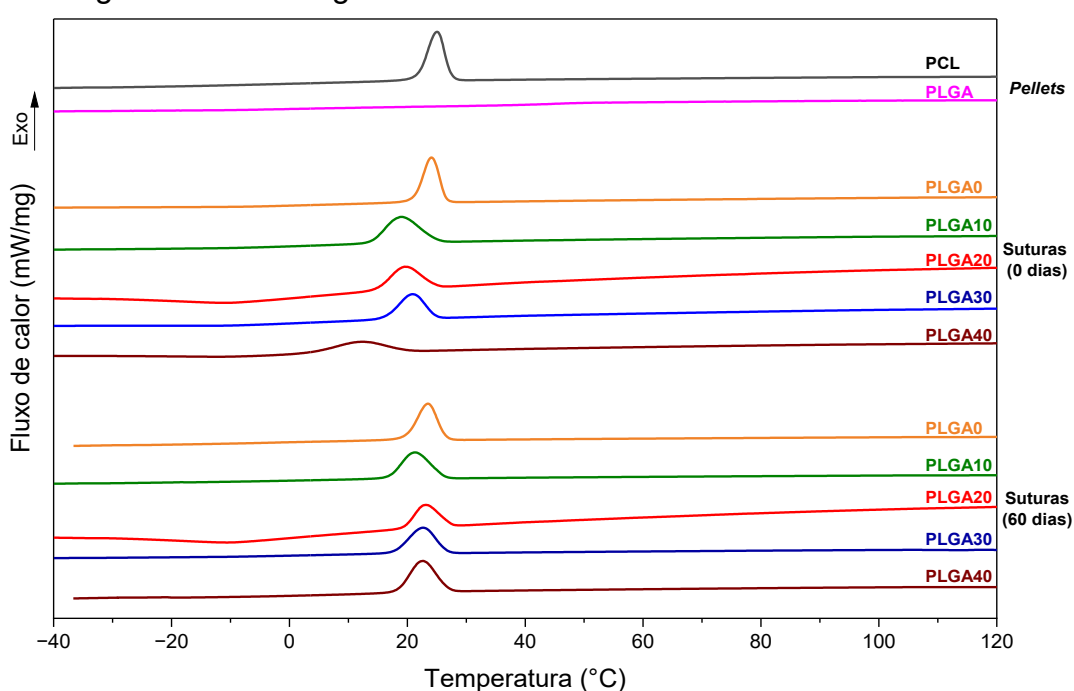
No segundo aquecimento, a tendência de redução da T_m também foi confirmada. A amostra PLGA0 apresentou T_m de 55,3 °C, enquanto a formulação PLGA30 exibiu 51,9 °C. Já o PLGA40 apresentou a menor temperatura de fusão entre todas as amostras, com T_m de 47,1 °C, reforçando a influência do aumento do teor de PLGA na redução da organização cristalina da blenda. Dados semelhantes foram relatados por Youssef *et al.* (2023), que observaram a redução da T_m de 56,8 °C para 52,3 °C em blendas contendo 33% de PLGA, devido à miscibilidade parcial e à

restrição da mobilidade das cadeias poliméricas durante o rearranjo cristalino, demonstrando uma tendência compatível com os achados deste estudo.

Após 60 dias de incubação em solução PBS (pH 7,4 à 37°C), foi observada uma tendência geral de redução da entalpia de fusão e do grau de cristalinidade na maioria das formulações, o que indica a ação do processo de degradação hidrolítica ao longo do tempo. Essa diminuição é coerente com a degradação preferencial das regiões amorfas, que, embora inicialmente possam favorecer certa reorganização das cadeias, posteriormente comprometem a estrutura cristalina remanescente (Martins *et al.*, 2017).

Após 60 dias de degradação, observou-se um aumento significativo das temperaturas de fusão nas blendas nomeadas PLGA10-40, que inicialmente eram inferiores às da amostra PLGA0. No primeiro aquecimento, a T_m das amostras PLGA10-40 elevou-se de 49–52 °C (0 dias) para 58–60 °C (60 dias), enquanto no segundo aquecimento passou de 47–52 °C (0 dias) para 54–55 °C (60 dias). Esse comportamento indica a degradação preferencial do PLGA ao longo do ensaio, de modo que, em estágios mais avançados, a estrutura dos fios passa a ser sustentada predominantemente pelo PCL. Durante o ciclo de resfriamento (Figura 44), as temperaturas de cristalização foram significativamente afetadas pela presença de PLGA.

Figura 44 – Termograma de DSC – 1° resfriamento das amostras.



Fonte: próprio autor (2025).

Antes do ensaio de degradação, observou-se que quanto maior o teor de PLGA, menor foi a T_c . Por exemplo, a T_c da amostra PLGA0 foi de 24,1 °C, enquanto a de PLGA40 foi de apenas 12,3 °C. Além disso, os picos de cristalização tornaram-se mais largos e com menor intensidade, indicando menor eficiência de nucleação. Esse comportamento está de acordo com os achados de Ábrahám *et al.* (2022), que atribuíram a redução de T_c à menor mobilidade das cadeias poliméricas e à separação de fases promovida pelo PLGA.

Nas amostras analisadas após 60 dias de incubação, as temperaturas de cristalização variaram entre 21 e 23 °C, aproximando-se dos valores observados para o PCL puro. Isso sugere que o PLGA foi amplamente degradado, restando predominantemente a fase cristalina do PCL, o que é coerente com a natureza biodegradável do copolímero.

Considerando a aplicação pretendida como fios de sutura, os resultados dos termogramas indicam que todas as formulações apresentam temperaturas de fusão e transição vítrea adequadas, superiores à temperatura corporal (cerca de 37 °C) e à temperatura ambiente, o que garante estabilidade térmica durante o armazenamento e o uso clínico.

Em resumo, os resultados de DSC indicam que a incorporação de PLGA reduz a cristalinidade e altera significativamente as propriedades térmicas do PCL. Além disso, o envelhecimento em PBS por 60 dias acentua essa perda de organização estrutural, indicando que as formulações sofrem reorganização estrutural e perda gradual de cristalinidade ao longo do tempo, comportamento desejável em suturas absorvíveis, onde a degradação controlada é essencial.

6 CONCLUSÕES

Neste trabalho, foram desenvolvidos e caracterizados fios de sutura multifilamentares absorvíveis a partir de blendas poliméricas de PCL e PLGA com foco na otimização da eletrofiação e na implementação de sistemas inovadores para coleta e torção das nanofibras. O coletor projetado apresentou alta precisão dimensional, eliminando a necessidade de cortes manuais e permitindo a produção de filetes nanofibrosos uniformes. Sua largura ajustável amplia a aplicabilidade para diferentes dimensões de suturas, tornando-o uma solução prática e econômica em comparação com métodos convencionais.

As soluções poliméricas testadas (PLGA0, PLGA10, PLGA20, PLGA30 e PLGA40) mostraram boa adesão às superfícies condutivas do coletor, resultando em filetes homogêneos. O sistema automatizado de torção, baseado em Arduino, promoveu a compactação estrutural das fibras e o controle preciso do número de rotações, conferindo um comportamento helicoidal estável. A relação entre o número de rotações e a densidade estrutural dos fios foi otimizada para garantir consistência e qualidade entre as amostras.

Em relação à degradação hidrolítica, observou-se que as formulações com maior concentração de PLGA, como a PLGA40, apresentaram maior taxa de perda de massa ($52,14 \pm 3,03\%$), sendo mais indicadas para aplicações que exigem rápida reabsorção. As análises morfológicas confirmaram estruturas multifilamentares nanofibrosas interligadas com gotículas, com diâmetros compatíveis com fios comerciais, além de indícios de degradação progressiva. Embora geralmente indesejadas em termos de uniformidade morfológica, essas gotículas podem atuar como pontos de reforço localizados, inibindo a propagação de trincas e promovendo maior resistência à tração dos fios. A análise espectroscópica vibracional evidenciou a perda gradual do PLGA, devido à redução da banda correspondente ao estiramento da carbonila do grupo éster, corroborando sua maior taxa de degradação em meio aquoso.

As propriedades mecânicas foram significativamente influenciadas pela proporção de PLGA. A formulação PLGA40 apresentou maior resistência à tração e rigidez inicial, enquanto a PLGA10 demonstrou menor perda de resistência ao longo do tempo, sendo indicadas para aplicações que exigem suporte imediato ou manutenção prolongada da integridade mecânica. Todas as amostras foram

classificadas como suturas absorvíveis, confirmando o potencial para aplicações clínicas que demandam materiais biodegradáveis.

As análises térmicas indicaram que o aumento do teor de PLGA reduziu a cristalinidade e a temperatura de fusão das amostras, especialmente na formulação PLGA40. Após 60 dias em solução de PBS (pH 7,4 a 37°C), a maioria das formulações apresentou redução desses parâmetros, exceto a PLGA40, que exibiu aumento da cristalinidade, sugerindo reorganização das cadeias de PCL. Todas as formulações mantiveram temperaturas de fusão superiores à corporal, garantindo estabilidade térmica para uso clínico.

Este estudo representa um avanço técnico e metodológico no desenvolvimento de suturas customizadas, oferecendo uma abordagem integrada e acessível. A inovação no design do coletor e o controle preciso das etapas de torção e eletrofiação abrem novas possibilidades para aplicações biomédicas. A metodologia desenvolvida fornece uma base sólida para estudos futuros, contribuindo para o campo dos biomateriais e atendendo às crescentes demandas por soluções médicas inovadoras e personalizadas.

PERSPECTIVAS FUTURAS

Com base nos resultados obtidos, diversos aprimoramentos e desdobramentos podem ser considerados para futuros estudos. Em relação ao coletor utilizado na eletrofiação, sugere-se a implementação de múltiplos discos paralelos, o que poderia ampliar a área útil de coleta e aumentar significativamente a quantidade de filetes produzidos por unidade de tempo, otimizando assim a eficiência do processo. Além disso, a variação na largura dos discos do coletor pode ser explorada com o intuito de gerar filetes com diferentes características morfológicas e dimensionais, possibilitando a avaliação de suas propriedades em aplicações específicas.

Para o sistema de torção, recomenda-se a investigação de diferentes velocidades de rotação e modos de operação, a fim de avaliar seu impacto na compactação, resistência e estrutura final dos fios produzidos. Já no sistema de eletrofiação, novos estudos podem explorar a influência de parâmetros adicionais, como a variação da diferença de potencial, solventes e a concentração polimérica, bem como o desenvolvimento de modelos matemáticos capazes de prever o comportamento das fibras durante e após o processo de fabricação.

Outra perspectiva relevante envolve a funcionalização dos fios de sutura, por meio da incorporação de fármacos ou nanopartículas bioativas, visando à liberação controlada de compostos terapêuticos no local de aplicação. Dada a versatilidade da técnica de eletrofiação, torna-se viável a inserção de agentes ativos na matriz polimérica, o que abre possibilidades promissoras para o desenvolvimento de suturas com propriedades farmacológicas específicas, como atividade anti-inflamatória, antimicrobiana ou hemostática.

Por fim, recomenda-se que estudos futuros abordem ensaios *in vitro* e *in vivo* para avaliar o desempenho biológico e a resposta tecidual dos fios produzidos, consolidando a proposta de sua aplicação biomédica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

A THERON; ZUSSMAN, E; YARIN, A L. Electrostatic field-assisted alignment of electrospun nanofibres. **Nanotechnology**, [S.L.], v. 12, n. 3, p. 384-390, 28 ago. 2001. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/0957-4484/12/3/329>.

ABDULLAH, Nur Athirah; SEKAK, Khairunnadim Ahmad; AHMAD, Mohd Rozi. Effect of Molecular Weight on Morphological Structure of Electrospun PVA Nanofibre. **Advanced Materials Research**, [S.L.], v. 1134, p. 203-208, dez. 2015. Trans Tech Publications, Ltd. <http://dx.doi.org/10.4028/www.scientific.net/amr.1134.203>.

AÇAN, Emrah; HAPA, Onur; BARBER, F. Alan. Mechanical Properties of Suture Materials. **Knots In Orthopedic Surgery**, [S.L.], p. 21-31, 27 nov. 2017. Springer Berlin Heidelberg. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-56108-9_3.

AFEWERKI, Samson *et al.* Polymers for surgical sutures. **Advanced Technologies And Polymer Materials For Surgical Sutures**, [S.L.], p. 95-128, 2023. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-12-819750-9.00004-8>.

AKOMBAETWA, Nakamwi *et al.* Applications of Electrospun Drug-Eluting Nanofibers in Wound Healing: current and future perspectives. **Polymers**, [S.L.], v. 14, n. 14, p. 2931, 20 jul. 2022. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/polym14142931>.

AKTİ, Ahmet *et al.* Investigation of Absorbable and Non-Absorbable Multifilament Suture Materials in Terms of Strength Changes Using Chlorhexidine Mouthwash and Thermal Cycling: an in vitro study. **Materials**, [S.L.], v. 17, n. 15, p. 3862, 4 ago. 2024. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/ma17153862>.

ALZEBDEH, Khalid I.; NASSAR, Mahmoud M.A.. Polymer blend natural fiber based composites. **Fiber Reinforced Composites**, [S.L.], p. 215-239, 2021. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-12-821090-1.00011-9>.

AMARIEI, N *et al.* The Influence of Polymer Solution on the Properties of Electrospun 3D Nanostructures. **Iop Conference Series: Materials Science and Engineering**, [S.L.], v. 209, p. 012092, jun. 2017. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/1757-899x/209/1/012092>.

ARIF, Zia Ullah *et al.* Recent advances in 3D-printed polylactide and polycaprolactone-based biomaterials for tissue engineering applications. **International Journal Of Biological Macromolecules**, [S.L.], v. 218, p. 930-968, out. 2022. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2022.07.140>.

ARORA, Anureet *et al.* Drug eluting sutures: a recent update. **Journal Of Applied Pharmaceutical Science**, [S.L.], v. 9, n. 7, p. 111-123, jul. 2019. Journal of Applied Pharmaceutical Science. <http://dx.doi.org/10.7324/japs.2019.90716>.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 13904**: Fios para sutura cirúrgica. 1 ed. Rio de Janeiro, 2003. 15 p.

BAGHERSAD, Somayeh *et al.* Development of biodegradable electrospun gelatin/aloe-vera/poly(ϵ -caprolactone) hybrid nanofibrous scaffold for application as skin substitutes. **Materials Science And Engineering: C**, [S.L.], v. 93, p. 367-379, dez. 2018. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2018.08.020>.

BARTNIKOWSKI, Michal *et al.* Degradation mechanisms of polycaprolactone in the context of chemistry, geometry and environment. **Progress In Polymer Science**, [S.L.], v. 96, p. 1-20, set. 2019. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2019.05.004>.

BATISTA, Henrique *et al.* Electrospun composite fibers of PLA/PLGA blends and mesoporous silica nanoparticles for the controlled release of gentamicin sulfate. **International Journal Of Polymeric Materials And Polymeric Biomaterials**, [S.L.], v. 71, n. 9, p. 635-646, 9 fev. 2021. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/00914037.2021.1876053>.

BAZGIR, Morteza *et al.* Degradation and Characterisation of Electrospun Polycaprolactone (PCL) and Poly(lactic-co-glycolic acid) (PLGA) Scaffolds for Vascular Tissue Engineering. **Materials**, [S.L.], v. 14, n. 17, p. 4773, 24 ago. 2021. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/ma14174773>.

BEHTAJ, Sanaz *et al.* Electrospun PGS/PCL, PLLA/PCL, PLGA/PCL and pure PCL scaffolds for retinal progenitor cell cultivation. **Biochemical Engineering Journal**, [S.L.], v. 166, p. 107846, fev. 2021. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.bej.2020.107846>.

BLASI, Paolo. Poly(lactic acid)/poly(lactic-co-glycolic acid)-based microparticles: an overview. **Journal Of Pharmaceutical Investigation**, [S.L.], v. 49, n. 4, p. 337-346, 11 jun. 2019. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s40005-019-00453-z>.

BONHAM, Joseph. How to suture a wound. **Nursing Standard**, [S.L.], v. 31, n. 8, p. 42-46, 19 out. 2016. RCN Publishing Ltd.. <http://dx.doi.org/10.7748/ns.2016.e10541>.

BORROTTI, Matteo *et al.* Defect minimization and feature control in electrospinning through design of experiments. **Journal Of Applied Polymer Science**, [S.L.], v. 134, n. 17, p. 1-10, 20 jan. 2017. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/app.44740>.

BUTREDDY, Arun *et al.* PLGA/PLA-Based Long-Acting Injectable Depot Microspheres in Clinical Use: production and characterization overview for protein/peptide delivery. **International Journal Of Molecular Sciences**, [S.L.], v. 22, n. 16, p. 8884, 18 ago. 2021. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/ijms22168884>.

BYRNE, Miriam; ALY, Al. The Surgical Suture. **Aesthetic Surgery Journal**, [S.L.], v. 39, n. 2, p. 67-72, 14 mar. 2019. Oxford University Press (OUP). <http://dx.doi.org/10.1093/asj/sjz036>.

CANEVAROLO JUNIOR, Sebastião Vicente. **Ciência dos Polímeros**: um texto básico para tecnólogos e engenheiros. 4. ed. São Paulo: Artliber, 2024. 442 p.

CASTRO, Matheus Augusto de *et al.* Development and characterization of PLGA-Bupivacaine and PLGA-S75: r25 bupivacaine (novabupi®) biodegradable implants for postoperative pain. **Brazilian Journal Of Pharmaceutical Sciences**, [S.L.], v. 58, p. 1-10, 2022. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s2175-97902022e21310>.

CHAMPEAU, Mathilde *et al.* Current manufacturing processes of drug-eluting sutures. **Expert Opinion On Drug Delivery**, [S.L.], v. 14, n. 11, p. 1293-1303, 24 fev. 2017. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/17425247.2017.1289173>.

CHEN, Shixuan *et al.* Recent Advances in Electrospun Nanofibers for Wound Healing. **Nanomedicine**, [S.L.], v. 12, n. 11, p. 1335-1352, 18 maio 2017. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.2217/nnm-2017-0017>.

CHEN, Shixuan *et al.* Twisting electrospun nanofiber fine strips into functional sutures for sustained co-delivery of gentamicin and silver. **Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine**, [S.L.], v. 13, n. 4, p. 1435-1445, maio 2017. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.nano.2017.01.016>.

CHEN, Wei *et al.* Electrospun Beads-on-the-String Nanoproducts: preparation and drugdelivery application. **Current Drug Delivery**, [S.L.], v. 20, n. 9, p. 1224-1240, nov. 2023. Bentham Science Publishers Ltd. <http://dx.doi.org/10.2174/1567201819666220525095844>.

CHEN, Zeyu *et al.* Degradation Behaviors of Polylactic Acid, Polyglycolic Acid, and Their Copolymer Films in Simulated Marine Environments. **Polymers**, [S.L.], v. 16, n. 13, p. 1765, 21 jun. 2024. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/polym16131765>.

CHINNAPPAN, Balaji Ayyanar *et al.* Electrospinning of Biomedical Nanofibers/Nanomembranes: effects of process parameters. **Polymers**, [S.L.], v. 14, n. 18, p. 3719, 6 set. 2022. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/polym14183719>.

CHINTA, Madhavi Latha; GANDAM, Pradeep Kumar; PARCHA, Sreenivasa Rao. Natural polymer based hydrogel systems for wound management. **Natural Polymers In Wound Healing And Repair**, [S.L.], p. 129-165, 2022. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-323-90514-5.00006-7>.

CHONG, E *et al.* Evaluation of electrospun PCL/gelatin nanofibrous scaffold for wound healing and layered dermal reconstitution☆. **Acta Biomaterialia**, [S.L.], v. 3, n. 3, p. 321-330, maio 2007. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2007.01.002>.

CHOR, Ana *et al.* In Vitro Degradation of Electrospun Poly(Lactic-Co-Glycolic Acid) (PLGA) for Oral Mucosa Regeneration. **Polymers**, [S.L.], v. 12, n. 8, p. 1853, 18 ago. 2020. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/polym12081853>.

CHOU, Shih-Feng; WOODROW, Kim A.. Relationships between mechanical properties and drug release from electrospun fibers of PCL and PLGA blends. **Journal Of The Mechanical Behavior Of Biomedical Materials**, [S.L.], v.

65, p. 724-733, jan. 2017. Elsevier BV.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.09.004>.

COTRIM, Monique; ORÉFICE, Rodrigo. Biocompatible and fluorescent polycaprolactone/silk electrospun nanofiber yarns loaded with carbon quantum dots for biotextiles. **Polymers For Advanced Technologies**, [S.L.], v. 32, n. 1, p. 87-96, 5 out. 2020. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/pat.5063>.

COTRIM, Monique; ORÉFICE, Rodrigo. Tailoring polycaprolactone/silk electrospun nanofiber yarns by varying compositional and processing parameters. **Polymer Bulletin**, [S.L.], v. 81, n. 1, p. 593-610, 21 fev. 2023. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00289-023-04735-3>.

CUI, Wenguo; ZHOU, Yue; CHANG, Jiang. Electrospun nanofibrous materials for tissue engineering and drug delivery. **Science And Technology Of Advanced Materials**, [S.L.], v. 11, n. 1, p. 014108, fev. 2010. Informa UK Limited.
<http://dx.doi.org/10.1088/1468-6996/11/1/014108>.

DAS, Sanjoy Kumar *et al.* Techniques and methods used for the fabrication of bionanocomposites. **Bionanocomposites In Tissue Engineering And Regenerative Medicine**, [S.L.], p. 17-43, 2021. Elsevier.
<http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-12-821280-6.00007-6>.

DENG, Xiaoxuan; QASIM, Muhammad; ALI, Azam. Engineering and polymeric composition of drug-eluting suture: a review. **Journal Of Biomedical Materials Research Part A**, [S.L.], v. 109, n. 10, p. 2065-2081, 8 abr. 2021. Wiley.
<http://dx.doi.org/10.1002/jbm.a.37194>.

DENNIS, Christopher; SETHU, Swaminathan; NAYAK, Sunita; MOHAN, Loganathan; MORSI, Yosry (Yos); MANIVASAGAM, Geetha. Suture materials — Current and emerging trends. **Journal Of Biomedical Materials Research Part A**, [S.L.], v. 104, n. 6, p. 1544-1559, 4 abr. 2016. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/jbm.a.35683>.

DING, Dawei; ZHU, Qingdi. Recent advances of PLGA micro/nanoparticles for the delivery of biomacromolecular therapeutics. **Materials Science And Engineering: C**, [S.L.], v. 92, p. 1041-1060, nov. 2018. Elsevier BV.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2017.12.036>.

DING, Jianxun *et al.* Electrospun polymer biomaterials. **Progress In Polymer Science**, [S.L.], v. 90, p. 1-34, mar. 2019. Elsevier BV.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2019.01.002>.

DULING, Ryan R. *et al.* Mechanical Characterization of Electrospun Polycaprolactone (PCL): a potential scaffold for tissue engineering. **Journal Of Biomechanical Engineering**, [S.L.], v. 130, n. 1, p. 1-13, 1 fev. 2008. ASME International. <http://dx.doi.org/10.1115/1.2838033>.

DUSKEY, Jason Thomas *et al.* Investigating Novel Syntheses of a Series of Unique Hybrid PLGA-Chitosan Polymers for Potential Therapeutic Delivery Applications. **Polymers**, [S.L.], v. 12, n. 4, p. 823, 4 abr. 2020. MDPI AG.
<http://dx.doi.org/10.3390/polym12040823>.

DWIVEDI, Ruby *et al.* Polycaprolactone as biomaterial for bone scaffolds: review of literature. **Journal Of Oral Biology And Craniofacial Research**, [S.L.], v. 10, n. 1, p. 381-388, jan. 2020. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jobcr.2019.10.003>.

ELDER, Steven *et al.* Evaluation of Electrospun PCL-PLGA for Sustained Delivery of Kartogenin. **Molecules**, [S.L.], v. 27, n. 12, p. 3739, 10 jun. 2022. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/molecules27123739>.

ENAYATI, Mohammad Saied *et al.* Crystallinity study of electrospun poly (vinyl alcohol) nanofibers: effect of electrospinning, filler incorporation, and heat treatment. **Iranian Polymer Journal**, [S.L.], v. 25, n. 7, p. 647-659, 30 jun. 2016. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s13726-016-0455-3>.

FAHIMIRAD, Shohreh *et al.* Wound healing performance of PCL/chitosan based electrospun nanofiber electrospayed with curcumin loaded chitosan nanoparticles. **Carbohydrate Polymers**, [S.L.], v. 259, p. 117640, maio 2021. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.carbpol.2021.117640>.

FAN, Ping-Wen *et al.* Rayleigh-Instability-Driven Morphology Transformation by Thermally Annealing Electrospun Polymer Fibers on Substrates. **Macromolecules**, [S.L.], v. 45, n. 14, p. 5816-5822, 12 jul. 2012. American Chemical Society (ACS). <http://dx.doi.org/10.1021/ma300964y>.

FENG, Desheng *et al.* Study on the Electrospinning Fabrication of PCL/CNTs Fiber Membranes and Their Oil–Water Separation Performance. **Polymers**, [S.L.], v. 17, n. 12, p. 1705, 19 jun. 2025. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/polym17121705>.

FLOREZ, W.F. *et al.* A local collocation method with radial basis functions for an electrospinning problem. **Engineering Analysis With Boundary Elements**, [S.L.], v. 134, p. 398-411, jan. 2022. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.enganabound.2021.10.013>.

GAO, Jingchen *et al.* Mechanical Properties and Degradability of Electrospun PCL/PLGA Blended Scaffolds as Vascular Grafts. **Transactions Of Tianjin University**, [S.L.], v. 25, n. 2, p. 152-160, 26 abr. 2018. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s12209-018-0152-8>.

GARCÍA-MATEOS, Francisco J. *et al.* Controlling the Composition, Morphology, Porosity, and Surface Chemistry of Lignin-Based Electrospun Carbon Materials. **Frontiers In Materials**, [S.L.], v. 6, p. 1-16, 24 maio 2019. Frontiers Media SA. <http://dx.doi.org/10.3389/fmats.2019.00114>.

GASPAR, Livia Maria do Amorim Costa *et al.* Development and characterization of PLGA nanoparticles containing antibiotics. **Journal Of Nanoparticle Research**, [S.L.], v. 20, n. 11, p. 1-9, 27 out. 2018. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s11051-018-4387-z>.

GAUTAM, Sneh *et al.* Gelatin-polycaprolactone-nanohydroxyapatite electrospun nanocomposite scaffold for bone tissue engineering. **Materials Science And**

Engineering: C, [S.L.], v. 119, p. 111588, fev. 2021. Elsevier BV.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2020.111588>.

GAZVODA, Lea *et al.* Hydrophilicity Affecting the Enzyme-Driven Degradation of Piezoelectric Poly-L-Lactide Films. **Polymers**, [S.L.], v. 13, n. 11, p. 1719, 24 maio 2021. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/polym13111719>.

GHADERPOUR, Amir *et al.* Altering the characterization of nanofibers by changing the electrospinning parameters and their application in tissue engineering, drug delivery, and gene delivery systems. **Polymers For Advanced Technologies**, [S.L.], v. 32, n. 5, p. 1924-1950, 16 fev. 2021. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/pat.5242>.

GHARIBSHAHIAN, Maliheh *et al.* Recent advances on 3D-printed PCL-based composite scaffolds for bone tissue engineering. **Frontiers In Bioengineering And Biotechnology**, [S.L.], v. 11, p. 1-24, 19 jun. 2023. Frontiers Media SA. <http://dx.doi.org/10.3389/fbioe.2023.1168504>.

GILLANDERS, Sarah Louise *et al.* A systematic review and meta-analysis: do absorbable or non-absorbable suture materials differ in cosmetic outcomes in patients requiring primary closure of facial wounds?. **Journal Of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery**, [S.L.], v. 71, n. 12, p. 1682-1692, dez. 2018. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.bjps.2018.08.027>.

GUAN, Xiaoyu; XIA, Hong; NI, Qing-Qing. Shape memory polyurethane-based electrospun yarns for thermo-responsive actuation. **Journal Of Applied Polymer Science**, [S.L.], v. 138, n. 24, p. 1-10, 11 fev. 2021. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/app.50565>.

HABEEB, Drsali. Fabrication and Characterization of Tubular Polymeric Nano fibrous Composite. **Unpublished**, [S.L.], p. 1-30, 2018. Unpublished. <http://dx.doi.org/10.13140/RG.2.2.15658.93126>.

HAIDER, Adnan; HAIDER, Sajjad; KANG, Inn-Kyu. A comprehensive review summarizing the effect of electrospinning parameters and potential applications of nanofibers in biomedical and biotechnology. **Arabian Journal Of Chemistry**, [S.L.], v. 11, n. 8, p. 1165-1188, dez. 2018. Scientific Scholar. <http://dx.doi.org/10.1016/j.arabjc.2015.11.015>.

HASSANAJILI, Shadi *et al.* Preparation and characterization of PLA/PCL/HA composite scaffolds using indirect 3D printing for bone tissue engineering. **Materials Science And Engineering: C**, [S.L.], v. 104, p. 109960, nov. 2019. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2019.109960>.

HIEP, Nguyen Thi; LEE, Byong-Taek. Electro-spinning of PLGA/PCL blends for tissue engineering and their biocompatibility. **Journal Of Materials Science: Materials in Medicine**, [S.L.], v. 21, n. 6, p. 1969-1978, 16 mar. 2010. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s10856-010-4048-y>.

HU, Wen; HUANG, Zheng-Ming; LIU, Xiang-Yang. Development of braided drug-loaded nanofiber sutures. **Nanotechnology**, [S.L.], v. 21, n. 31, p. 315104, 12 jul. 2010. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/0957-4484/21/31/315104>.

HUANG, Jinhui Jeanne *et al.* Fabrication of bead-on-string polyacrylonitrile nanofibrous air filters with superior filtration efficiency and ultralow pressure drop. **Separation And Purification Technology**, [S.L.], v. 237, p. 116377, abr. 2020. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.seppur.2019.116377>.

ISTRATOV, Vladislav *et al.* Preparation and Hydrolytic Degradation of Hydroxyapatite-Filled PLGA Composite Microspheres. **Journal Of Composites Science**, [S.L.], v. 7, n. 9, p. 346, 22 ago. 2023. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/jcs7090346>.

IVANOV, Evgeni *et al.* Advanced Rheological, Dynamic Mechanical and Thermal Characterization of Phase-Separation Behavior of PLA/PCL Blends. **Journal Of Manufacturing And Materials Processing**, [S.L.], v. 9, n. 2, p. 35, 27 jan. 2025. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/jmmp9020035>.

JOSEPH, Blessy *et al.* Recent advances in electrospun polycaprolactone based scaffolds for wound healing and skin bioengineering applications. **Materials Today Communications**, [S.L.], v. 19, p. 319-335, jun. 2019. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.mtcomm.2019.02.009>.

JOSEPH, John; NAIR, Shantikumar V.; MENON, Deepthy. Integrating Substrateless Electrospinning with Textile Technology for Creating Biodegradable Three-Dimensional Structures. **Nano Letters**, [S.L.], v. 15, n. 8, p. 5420-5426, 3 ago. 2015. American Chemical Society (ACS). <http://dx.doi.org/10.1021/acs.nanolett.5b01815>.

KAHDIM, Qasim Shakir *et al.* Fabrication of a Polycaprolactone/Chitosan Nanofibrous Scaffold Loaded with Nigella sativa Extract for Biomedical Applications. **Biotech**, [S.L.], v. 12, n. 1, p. 19, 12 fev. 2023. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/biotech12010019>.

KHISTE, Sujeet Vinayak; RANGANATH, V.; NICHANI, Ashish Sham. Evaluation of tensile strength of surgical synthetic absorbable suture materials: an in vitro study. **Journal Of Periodontal & Implant Science**, [S.L.], v. 43, n. 3, p. 130, 2013. Korean Academy of Periodontology. <http://dx.doi.org/10.5051/jpis.2013.43.3.130>.

KIMURA, Shun; TSUJI, Takashi. Mechanical and Immunological Regulation in Wound Healing and Skin Reconstruction. **International Journal Of Molecular Sciences**, [S.L.], v. 22, n. 11, p. 5474, 22 maio 2021. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/ijms22115474>.

KOSTAKOVA, Eva Kuzelova *et al.* Crystallinity of Electrospun and Centrifugal Spun Polycaprolactone Fibers: a comparative study. **Journal Of Nanomaterials**, [S.L.], v. 2017, p. 1-9, 2017. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1155/2017/8952390>.

KUMSKOVA, Natalya *et al.* How subtle differences in polymer molecular weight affect doxorubicin-loaded PLGA nanoparticles degradation and drug

release. **Journal Of Microencapsulation**, [S.L.], v. 37, n. 3, p. 283-295, 20 fev. 2020. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/02652048.2020.1729885>.

LA HARPE, Kara M. de *et al.* Advances in carbohydrate-based polymers for the design of suture materials: a review. **Carbohydrate Polymers**, [S.L.], v. 261, p. 117860, jun. 2021. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.carbpol.2021.117860>.

LAI, Sun-Mou *et al.* Preparation of Self-healing Natural Rubber/Polycaprolactone (NR/PCL) Blends. **Journal Of Macromolecular Science, Part B**, [S.L.], v. 59, n. 9, p. 587-607, 22 abr. 2020. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/00222348.2020.1757218>.

LARRAÑAGA, Aitor; LIZUNDIA, Erlantz. A review on the thermomechanical properties and biodegradation behaviour of polyesters. **European Polymer Journal**, [S.L.], v. 121, p. 109296, dez. 2019. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2019.109296>.

LEVITT, Ariana S. *et al.* Effect of electrospinning processing variables on polyacrylonitrile nanoyarns. **Journal Of Applied Polymer Science**, [S.L.], v. 135, n. 25, p. 1-9, 10 mar. 2018. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/app.46404>.

LEVITT, Ariana S. *et al.* Investigation of nanoyarn preparation by modified electrospinning setup. **Journal Of Applied Polymer Science**, [S.L.], v. 134, n. 19, p. 1-7, 16 jan. 2017. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/app.44813>.

LI, Ding *et al.* Electrospun Janus Beads-On-A-String Structures for Different Types of Controlled Release Profiles of Double Drugs. **Biomolecules**, [S.L.], v. 11, n. 5, p. 635, 25 abr. 2021. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/biom11050635>.

LI, Qirong *et al.* Advances of hydrogel combined with stem cells in promoting chronic wound healing. **Frontiers In Chemistry**, [S.L.], v. 10, p. 1-15, 28 nov. 2022. Frontiers Media SA. <http://dx.doi.org/10.3389/fchem.2022.1038839>.

LI, Ya *et al.* Developments of Advanced Electrospinning Techniques: a critical review. **Advanced Materials Technologies**, [S.L.], v. 6, n. 11, p. 1-29, 14 jul. 2021. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/admt.202100410>.

LI, Yiran *et al.* Advances, challenges, and prospects for surgical suture materials. **Acta Biomaterialia**, [S.L.], v. 168, p. 78-112, set. 2023. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2023.07.041>.

LIMSUKON, Wanwarang; AURAS, Rafael; SMITH, Travis. Effects of the Three-Phase Crystallization Behavior on the Hydrolysis of Amorphous and Semicrystalline Poly(lactic acid)s. **Acs Applied Polymer Materials**, [S.L.], v. 3, n. 11, p. 5920-5931, 27 out. 2021. American Chemical Society (ACS). <http://dx.doi.org/10.1021/acsapm.1c01080>.

LIU, Guangliang; MCENNIS, Kathleen. Glass Transition Temperature of PLGA Particles and the Influence on Drug Delivery Applications. **Polymers**, [S.L.], v. 14, n. 5, p. 993, 28 fev. 2022. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/polym14050993>.

LIU, Min *et al.* Efficient enzymatic degradation of poly (ϵ -caprolactone) by an engineered bifunctional lipase-cutinase. **Polymer Degradation And Stability**, [S.L.], v. 160, p. 120-125, fev. 2019. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.polymdegradstab.2018.12.020>.

LONG, Yun-Ze *et al.* Electrospinning. **Electrospinning: Nanofabrication and Applications**, [S.L.], p. 21-52, 2019. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-323-51270-1.00002-9>.

LURAGHI, Andrea; PERI, Francesco; MORONI, Lorenzo. Electrospinning for drug delivery applications: a review. **Journal Of Controlled Release**, [S.L.], v. 334, p. 463-484, jun. 2021. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jconrel.2021.03.033>.

MA, Qingfeng *et al.* Biodegradation of Polycaprolactone (PCL) with Different Molecular Weights by *Candida antarctica* Lipase. **Journal Of Polymers And The Environment**, [S.L.], v. 28, n. 11, p. 2947-2955, 17 jul. 2020. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s10924-020-01826-4>.

MA, Zhiyong *et al.* Performance of 3D printed PCL/PLGA/HA biological bone tissue engineering scaffold. **Polymer Composites**, [S.L.], v. 42, n. 7, p. 3593-3602, 19 abr. 2021. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/pc.26081>.

MAFTEI, George Alexandru *et al.* The Biomechanical Properties of Suture Materials and Their Relationship to Bacterial Adherence. **Materiale Plastice**, [S.L.], v. 56, n. 4, p. 980-985, 30 dez. 2019. Revista de Chimie SRL. <http://dx.doi.org/10.37358/mp.19.4.5295>.

MAKADIA, Hirenkumar K.; SIEGEL, Steven J.. Poly Lactic-co-Glycolic Acid (PLGA) as Biodegradable Controlled Drug Delivery Carrier. **Polymers**, [S.L.], v. 3, n. 3, p. 1377-1397, 26 ago. 2011. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/polym3031377>.

MALEKI, H; A GHAREHAGHAJI, A; TOLYAT, T; DIJKSTRA, P J. Drug release behavior of electrospun twisted yarns as implantable medical devices. **Biofabrication**, [S.L.], v. 8, n. 3, p. 035019, 16 set. 2016. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/1758-5090/8/3/035019>.

MARTIN, Patrick; ZUSSMAN, Eyal. Charge transport in electrospinning of polyelectrolyte solutions. **Soft Matter**, [S.L.], v. 20, n. 28, p. 5572-5582, 2024. Royal Society of Chemistry (RSC). <http://dx.doi.org/10.1039/d4sm00605d>.

MARTINS, Cláudia *et al.* Functionalizing PLGA and PLGA Derivatives for Drug Delivery and Tissue Regeneration Applications. **Advanced Healthcare Materials**, [S.L.], v. 7, n. 1, p. 1-24, 24 nov. 2017. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/adhm.201701035>.

MERCANTE, Luiza A. *et al.* ELETROFIAÇÃO: parâmetro e configurações de sistema, tipos de fibras e métodos de modificação. **Eletrofiação e Nanofibras: fundamentos e aplicações**, [S.L.], p. 13-51, 13 dez. 2023. Atena Editora. <http://dx.doi.org/10.22533/at.ed.5282313122>.

MERCANTE, Luiza Amim; CORREA, Daniel Souza. ELETROFIAÇÃO: histórico e fundamentos. **Eletrofição e Nanofibras: fundamentos e aplicações**, [S.L.], p. 1-12, 13 dez. 2023. Atena Editora. <http://dx.doi.org/10.22533/at.ed.5282313121>.

MILOSEVIC, Miljan *et al.* Preparation and modeling of three-layered PCL/PLGA/PCL fibrous scaffolds for prolonged drug release. **Scientific Reports**, [S.L.], v. 10, n. 1, p. 1-12, 7 jul. 2020. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-020-68117-9>.

MOHAMADINOORIPOOR, Rezvan; KASHANIAN, Soheila; OMIDFAR, Kobra. Poly- ϵ -Caprolactone/Propolis Electrospun Yarns as Suture. **Fibers And Polymers**, [S.L.], v. 24, n. 8, p. 2641-2651, 7 jul. 2023. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s12221-023-00257-x>.

MOHAMMADZADEH, Mahsa *et al.* Enhanced Poly(Lactic-Co-Glycolic Acid) Composite for Bone Tissue Repair Applications: a comprehensive optimization approach. **Macromolecular Materials And Engineering**, [S.L.], p. 1-15, 19 jun. 2025. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/mame.202500084>.

MONDAL, Debasish; GRIFFITH, May; VENKATRAMAN, Subbu S.. Polycaprolactone-based biomaterials for tissue engineering and drug delivery: current scenario and challenges. **International Journal Of Polymeric Materials And Polymeric Biomaterials**, [S.L.], v. 65, n. 5, p. 255-265, 8 jan. 2016. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/00914037.2015.1103241>.

MORAL, Maria del *et al.* Role of the Lactide: glycolide ratio in plga nanoparticle stability and release under lysosomal conditions for enzyme replacement therapy of lysosomal storage disorders. **Journal Of Functional Biomaterials**, [S.L.], v. 14, n. 9, p. 440, 25 ago. 2023. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/jfb14090440>.

MUFFLY, Tyler M; TIZZANO, Anthony P; WALTERS, Mark D. The history and evolution of sutures in pelvic surgery. **Journal Of The Royal Society Of Medicine**, [S.L.], v. 104, n. 3, p. 107-112, 28 fev. 2011. SAGE Publications. <http://dx.doi.org/10.1258/jrsm.2010.100243>.

MYLONAKI, Ioanna *et al.* Imaging the porous structure in the core of degrading PLGA microparticles: the effect of molecular weight. **Journal Of Controlled Release**, [S.L.], v. 286, p. 231-239, set. 2018. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jconrel.2018.07.044>.

NAGIAH, Naveen *et al.* Development of Tripolymeric Triaxial Electrospun Fibrous Matrices for Dual Drug Delivery Applications. **Scientific Reports**, [S.L.], v. 10, n. 1, p. 1-11, 17 jan. 2020. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-020-57412-0>.

NALEWAY, Steven E. *et al.* Mechanical properties of suture materials in general and cutaneous surgery. **Journal Of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, [S.L.], v. 103, n. 4, p. 735-742, 18 jul. 2014. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/jbm.b.33171>.

NARASIMHAN, Ashwin Kumar *et al.* Revisiting the properties of suture materials: an overview. **Advanced Technologies And Polymer Materials For Surgical Sutures**, [S.L.], p. 199-235, 2023. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-12-819750-9.00011-5>.

NAZEMI, Mohammad Mehdi; KHODABANDEH, Alireza; HADJIZADEH, Afra. Near-Field Electrospinning: crucial parameters, challenges, and applications. **Acs Applied Bio Materials**, [S.L.], v. 5, n. 2, p. 394-412, 7 jan. 2022. American Chemical Society (ACS). <http://dx.doi.org/10.1021/acsabm.1c00944>.

PADMAKUMAR, Smrithi *et al.* Electrospun Polymeric Core–sheath Yarns as Drug Eluting Surgical Sutures. **Acs Applied Materials & Interfaces**, [S.L.], v. 8, n. 11, p. 6925-6934, 11 mar. 2016. American Chemical Society (ACS). <http://dx.doi.org/10.1021/acsami.6b00874>.

PADMAKUMAR, Smrithi; MENON, Deepthy. Engineering aspects of suture fabrication. **Advanced Technologies And Polymer Materials For Surgical Sutures**, [S.L.], p. 171-198, 2023. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-12-819750-9.00013-9>.

PAN, Lu; YANG, Jiahao; XU, Lan. Electrospun core-shell bead-on-string nanofibers for sustained release of simvastatin. **Colloids And Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects**, [S.L.], v. 678, p. 132516, dez. 2023. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.colsurfa.2023.132516>.

PASSADOR, Fábio R.; PESSAN, Luiz A.; RODOLFO JUNIOR, Antonio. Estado de mistura e dispersão da fase borrachosa em blendas PVC/NBR. **Polímeros**, [S.L.], v. 16, n. 3, p. 174-181, 2006. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s0104-14282006000300005>.

PATTY, Diana Julaidy *et al.* The enhanced properties and bioactivity of poly-ε-caprolactone/poly lactic-co-glycolic acid doped with carbonate hydroxyapatite–egg white. **Rsc Advances**, [S.L.], v. 13, n. 49, p. 34427-34438, 2023. Royal Society of Chemistry (RSC). <http://dx.doi.org/10.1039/d3ra07486b>.

PAWLIK, Justyna *et al.* New insights into the PLGA and PCL blending: physico-mechanical properties and cell response. **Materials Research Express**, [S.L.], v. 6, n. 8, p. 085344, 19 jun. 2019. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/2053-1591/ab2823>.

QIN, Yimin. Applications of advanced technologies in the development of functional medical textile materials. **Medical Textile Materials**, [S.L.], p. 55-70, 2016. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-08-100618-4.00005-4>.

RAHMATI, Maryam *et al.* Electrospinning for tissue engineering applications. **Progress In Materials Science**, [S.L.], v. 117, p. 100721, abr. 2021. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmatsci.2020.100721>.

RAMESH, M.; MUTHUKRISHNAN, M.. Biodegradable polymer blends and composites for food-packaging applications. **Biodegradable Polymers, Blends And**

Composites, [S.L.], p. 693-716, 2022. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-12-823791-5.00004-1>.

RASOULI, Maryam; PIRSALAMI, Sedigheh; ZEBARJAD, Seyed Mojtaba. Study on the formation and structural evolution of bead-on-string in electrospun polysulfone mats. **Polymer International**, [S.L.], v. 69, n. 9, p. 822-832, 15 maio 2020. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/pi.6021>.

RAY, Suprakas Sinha; BANERJEE, Ritima. Fundamentals of polymer blend technology. **Sustainable Polylactide-Based Blends**, [S.L.], p. 79-125, 2022. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-323-85868-7.00008-1>.

RAZA, Mohammad Adnan *et al.* Recent trends on polycaprolactone as sustainable polymer-based drug delivery system in the treatment of cancer: biomedical applications and nanomedicine. **International Journal Of Pharmaceutics**, [S.L.], v. 666, p. 124734, dez. 2024. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijpharm.2024.124734>.

REFATE, Abdallah *et al.* Influence of electrospinning parameters on biopolymers nanofibers, with emphasis on cellulose & chitosan. **Heliyon**, [S.L.], v. 9, n. 6, p. 1-21, jun. 2023. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e17051>.

RICHARD, Arthi Sunil; VERMA, Rama Shankar. Bioactive nano yarns as surgical sutures for wound healing. **Materials Science And Engineering: C**, [S.L.], v. 128, p. 112334, set. 2021. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2021.112334>.

ROSALIA, Mariella *et al.* Investigation on Electrospun and Solvent-Casted PCL-PLGA Blends Scaffolds Embedded with Induced Pluripotent Stem Cells for Tissue Engineering. **Pharmaceutics**, [S.L.], v. 15, n. 12, p. 2736, 6 dez. 2023. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/pharmaceutics15122736>.

SATCHANSKA, Galina; *et al.* Natural and Synthetic Polymers for Biomedical and Environmental Applications. **Polymers**, v. 16, n. 8, p. 1159, 2024. <https://doi.org/10.3390/polym16081159>.

SERRANO, Cristina *et al.* Nanostructured medical sutures with antibacterial properties. **Biomaterials**, [S.L.], v. 52, p. 291-300, jun. 2015. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.biomaterials.2015.02.039>.

SHAH, Rukhsar *et al.* Bioactive sutures: advances in surgical suture functionalization. **Advanced Technologies And Polymer Materials For Surgical Sutures**, [S.L.], p. 149-169, 2023. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-12-819750-9.00007-3>.

SHAHIN-SHAMSABADI, Alireza; HASHEMI, Ata; TAHRIRI, Mohammadreza. A Viscoelastic Study of Poly(ϵ -Caprolactone) Microsphere Sintered Bone Tissue Engineering Scaffold. **Journal Of Medical And Biological Engineering**, [S.L.], v. 38, n. 3, p. 359-369, 25 set. 2017. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s40846-017-0325-2>.

SHARIFI, Fereshteh *et al.* Polycaprolactone/carboxymethyl chitosan nanofibrous scaffolds for bone tissue engineering application. **International Journal Of Biological Macromolecules**, [S.L.], v. 115, p. 243-248, ago. 2018. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2018.04.045>.

SHI, Shuo *et al.* Recent Progress in Protective Membranes Fabricated via Electrospinning: advanced materials, biomimetic structures, and functional applications. **Advanced Materials**, [S.L.], v. 34, n. 17, p. 1-33, 11 mar. 2022. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/adma.202107938>.

SHKARINA, Svetlana *et al.* 3D biodegradable scaffolds of polycaprolactone with silicate-containing hydroxyapatite microparticles for bone tissue engineering: high-resolution tomography and in vitro study. **Scientific Reports**, [S.L.], v. 8, n. 1, p. 1-13, 11 jun. 2018. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-018-27097-7>.

SINGH, Yogendra Pratap *et al.* Optimization of electrospinning process & parameters for producing defect-free chitosan/polyethylene oxide nanofibers for bone tissue engineering. **Journal Of Biomaterials Science, Polymer Edition**, [S.L.], v. 31, n. 6, p. 781-803, 29 jan. 2020. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/09205063.2020.1718824>.

SONG, Richard *et al.* Current development of biodegradable polymeric materials for biomedical applications. **Drug Design, Development And Therapy**, [S.L.], v. 12, p. 3117-3145, set. 2018. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.2147/dddt.s165440>.

STOECKER, Allison *et al.* Effect of Simple Interrupted Suture Spacing on Aesthetic and Functional Outcomes of Skin Closures. **Journal Of Cutaneous Medicine And Surgery**, [S.L.], v. 23, n. 6, p. 580-585, 4 jul. 2019. SAGE Publications. <http://dx.doi.org/10.1177/1203475419861077>.

SU, Yue *et al.* PLGA-based biodegradable microspheres in drug delivery: recent advances in research and application. **Drug Delivery**, [S.L.], v. 28, n. 1, p. 1397-1418, jan. 2021. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1080/10717544.2021.1938756>.

SUBRAHMANYA T. *et al.* A review of recent progress in polymeric electrospun nanofiber membranes in addressing safe water global issues. **Rsc Advances**, [S.L.], v. 11, n. 16, p. 9638-9663, 2021. Royal Society of Chemistry (RSC). <http://dx.doi.org/10.1039/d1ra00060h>.

SUN, Wei *et al.* Fabrication of sodium alginate nanofibrous membranes with bead-on-string structure for effective air filtration. **International Journal Of Biological Macromolecules**, [S.L.], v. 321, p. 146484, set. 2025. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2025.146484>.

SWIDER, Edyta *et al.* Customizing poly(lactic-co-glycolic acid) particles for biomedical applications. **Acta Biomaterialia**, [S.L.], v. 73, p. 38-51, jun. 2018. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2018.04.006>.

TAYEBI-KHORRAMI, Vahid *et al.* Advanced applications of smart electrospun nanofibers in cancer therapy: with insight into material capabilities and electrospinning parameters. **International Journal Of Pharmaceutics**: X, [S.L.], v. 8, p. 100265, dez. 2024. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijpx.2024.100265>.

THOMAS, Sharin Maria *et al.* Evaluating the mechanical properties of sutures. In: **Advanced Technologies and Polymer Materials for Surgical Sutures**. Woodhead Publishing, 2023. p. 77-93. Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-819750-9.00002-4>

VÁZQUEZ, Nadia *et al.* Influence of the PLGA/gelatin ratio on the physical, chemical and biological properties of electrospun scaffolds for wound dressings. **Biomedical Materials**, [S.L.], v. 14, n. 4, p. 045006, 3 maio 2019. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/1748-605x/ab1741>.

VIJAYAN, Smitha; MERLIN, Teena; JISHA, M.s.. Biocompatibility and cytotoxicity of polymer sutures. **Advanced Technologies And Polymer Materials For Surgical Sutures**, [S.L.], p. 249-264, 2023. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-12-819750-9.00009-7>.

WANG, Kui *et al.* Generation of Aligned Electrospun Fibers by Using Insulating and Hydrophobic Collectors. **Acs Applied Polymer Materials**, [S.L.], v. 2, n. 6, p. 2151-2159, 6 maio 2020. American Chemical Society (ACS). <http://dx.doi.org/10.1021/acsapm.0c00121>.

WANG, Xiaofeng *et al.* Crystalline Morphology of Electrospun Poly(ϵ -caprolactone) (PCL) Nanofibers. **Industrial & Engineering Chemistry Research**, [S.L.], v. 52, n. 13, p. 4939-4949, 22 mar. 2013. American Chemical Society (ACS). <http://dx.doi.org/10.1021/ie302185e>.

WELDON, Christopher B. *et al.* Electrospun drug-eluting sutures for local anesthesia. **Journal Of Controlled Release**, [S.L.], v. 161, n. 3, p. 903-909, ago. 2012. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jconrel.2012.05.021>.

WU, Kejian; TANG, Peifu. The History of Knots and Surgical Suturing. **Tutorials In Suturing Techniques For Orthopedics**, [S.L.], p. 1-8, 2021. Springer Singapore. http://dx.doi.org/10.1007/978-981-33-6330-4_1.

XIE, Xiaojing *et al.* A regeneration process-matching scaffold with appropriate dynamic mechanical properties and spatial adaptability for ligament reconstruction. **Bioactive Materials**, [S.L.], v. 13, p. 82-95, jul. 2022. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.bioactmat.2021.11.001>.

XU, Lin *et al.* Electrospun Medical Sutures for Wound Healing: a review. **Polymers**, [S.L.], v. 14, n. 9, p. 1637, 19 abr. 2022. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/polym14091637>.

XUE, Jiajia *et al.* Electrospinning and Electrospun Nanofibers: methods, materials, and applications. **Chemical Reviews**, [S.L.], v. 119, n. 8, p. 5298-5415, 27 mar.

2019. American Chemical Society (ACS).
<http://dx.doi.org/10.1021/acs.chemrev.8b00593>.

YAHAYA, Sabrina M. *et al.* Polymer blend nanocomposites with hybrid nanomaterials for energy storage. **Polymer Blend Nanocomposites For Energy Storage Applications**, [S.L.], p. 359-401, 2023. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-323-99549-8.00019-4>.

YOUSSEF, Souha H. *et al.* The development of 5-fluorouracil biodegradable implants: a comparative study of pcl/plga blends. **Journal Of Drug Delivery Science And Technology**, [S.L.], v. 81, p. 104300, mar. 2023. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jddst.2023.104300>.

YUAN, Mengqin *et al.* Application of synthetic and natural polymers in surgical mesh for pelvic floor reconstruction. **Materials & Design**, [S.L.], v. 209, p. 109984, nov. 2021. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.matdes.2021.109984>.

YUSOFF, Noor Izyan Syazana Mohd *et al.* Biodegradable polymer blends and composites for biomedical applications. **Biodegradable Polymers, Blends And Composites**, [S.L.], p. 573-590, 2022. Elsevier. <http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-12-823791-5.00016-8>.

ZHANG, Feimin *et al.* The preosteoblast response of electrospinning PLGA/PCL nanofibers: effects of biomimetic architecture and collagen i. **International Journal Of Nanomedicine**, [S.L.], v. 11, p. 4157-4171, ago. 2016. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.2147/ijn.s110577>.

ZHANG, Xiaodi *et al.* Electroactive electrospun nanofibers for tissue engineering. **Nano Today**, [S.L.], v. 39, p. 101196, ago. 2021. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.nantod.2021.101196>.

ZHANG, Zongrui *et al.* Synthesis and characterization of serial random and block-copolymers based on lactide and glycolide. **Polymer Science Series B**, [S.L.], v. 58, n. 6, p. 720-729, nov. 2016. Pleiades Publishing Ltd. <http://dx.doi.org/10.1134/s1560090416060191>.

ZHANG, Xin; XU, Jing; LIU, Junjie. Nanoscale architecture: enhancing the performance of nanofiber air filters with bead-on-string structures. **Separation And Purification Technology**, [S.L.], v. 360, p. 131004, jul. 2025. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.seppur.2024.131004>.

ZHAO, Duoyi *et al.* Poly(lactic-co-glycolic acid)-based composite bone-substitute materials. **Bioactive Materials**, [S.L.], v. 6, n. 2, p. 346-360, fev. 2021. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.bioactmat.2020.08.016>.

ZHU, Jie *et al.* Biodegradable and pH Sensitive Peptide Based Hydrogel as Controlled Release System for Antibacterial Wound Dressing Application. **Molecules**, [S.L.], v. 23, n. 12, p. 3383, 19 dez. 2018. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/molecules23123383>.

ZUBIR, Ainaa Amirah Md *et al.* Electrospinning of PLA with DMF: effect of polymer concentration on the bead diameter of the electrospun fibre. **Iop Conference Series: Materials Science and Engineering**, [S.L.], v. 778, n. 1, p. 012087, 1 abr. 2020. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/1757-899x/778/1/012087>.

ANEXO I

Filetes de fibras eletrofiadas de concentrações PLGA0, PLGA10, PLGA20, PLGA30:

PLGA0



PLGA10



PLGA20

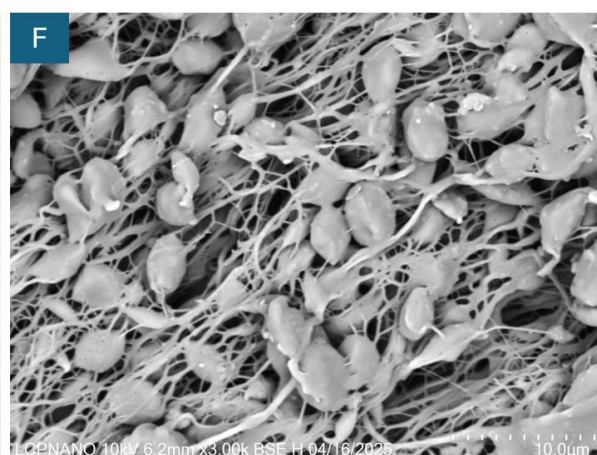
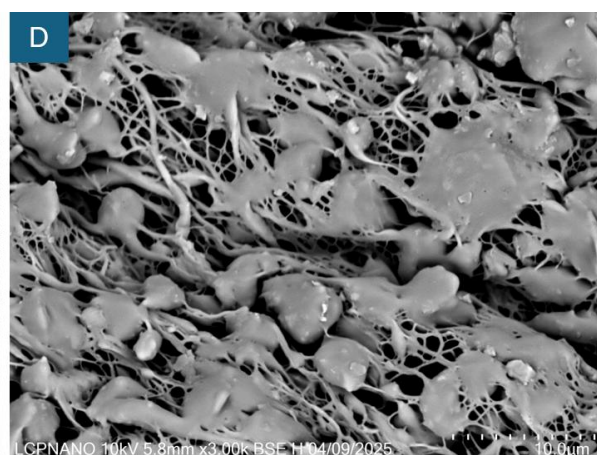
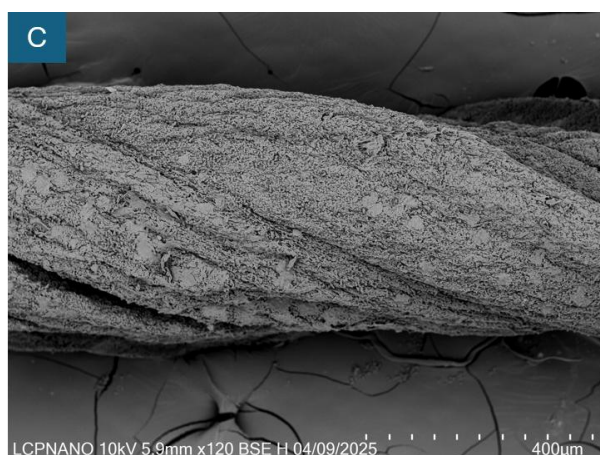
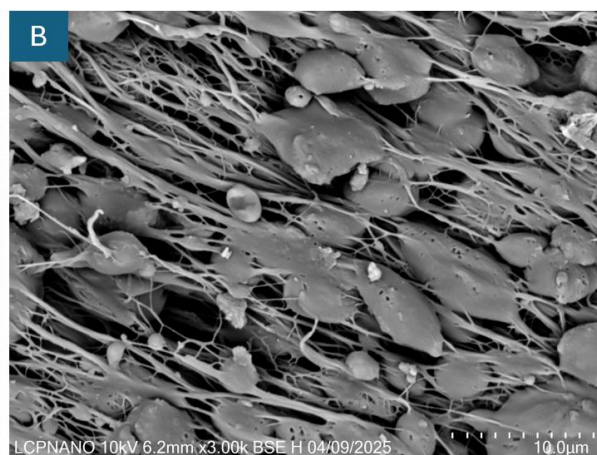
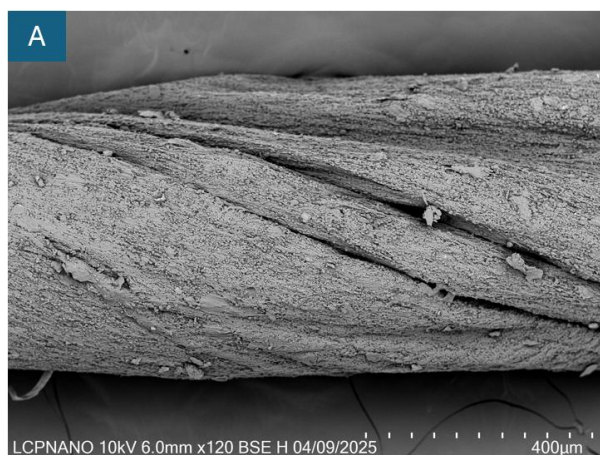


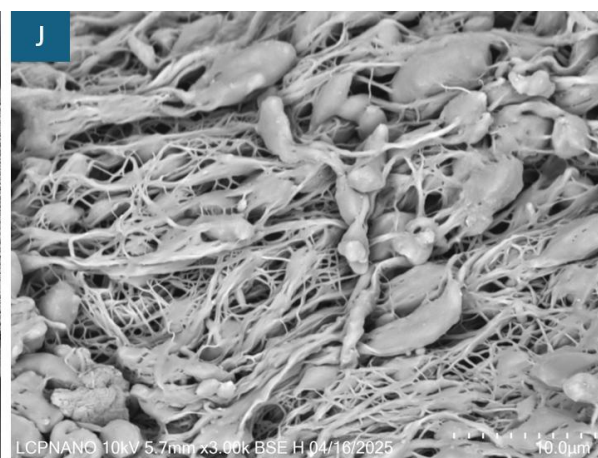
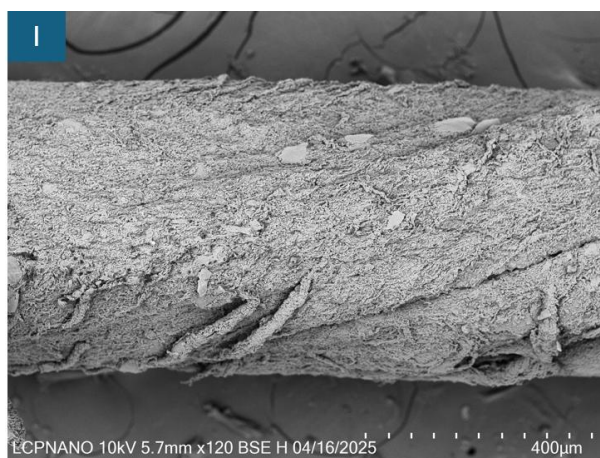
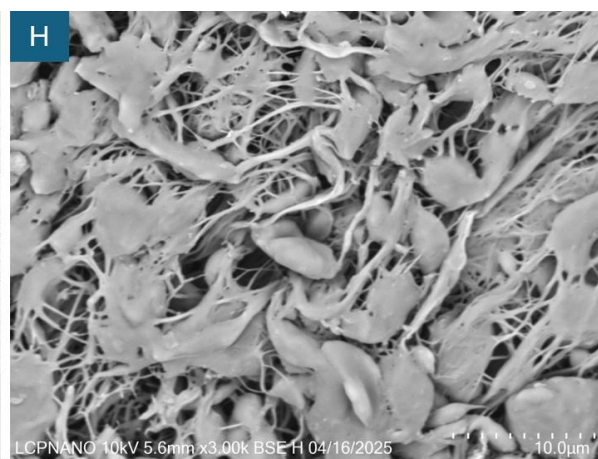
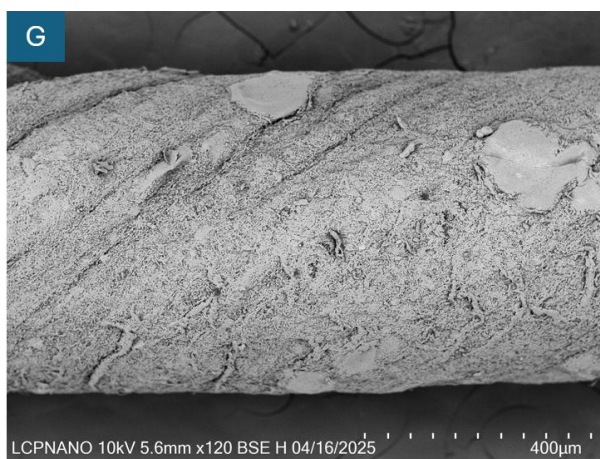
PLGA30



ANEXO II

Imagens de MEV das amostras de fios de sutura de PLGA0, PLGA10, PLGA20, PLGA30 e PLGA40 referentes ao dia 28 de ensaio de degradação hidrolítica:

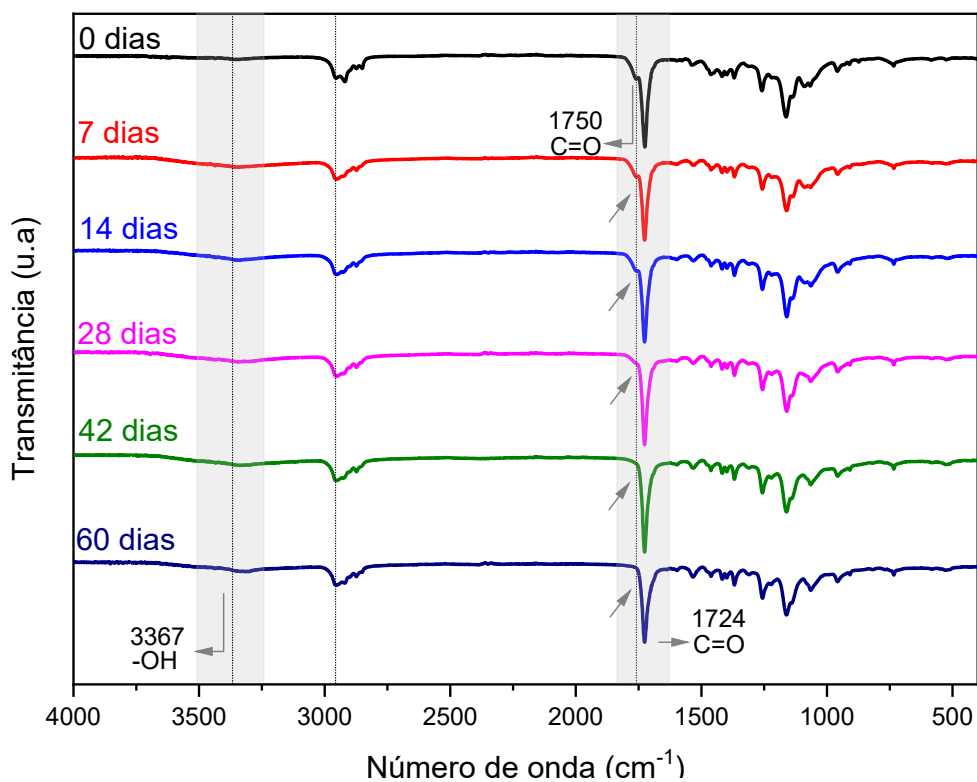
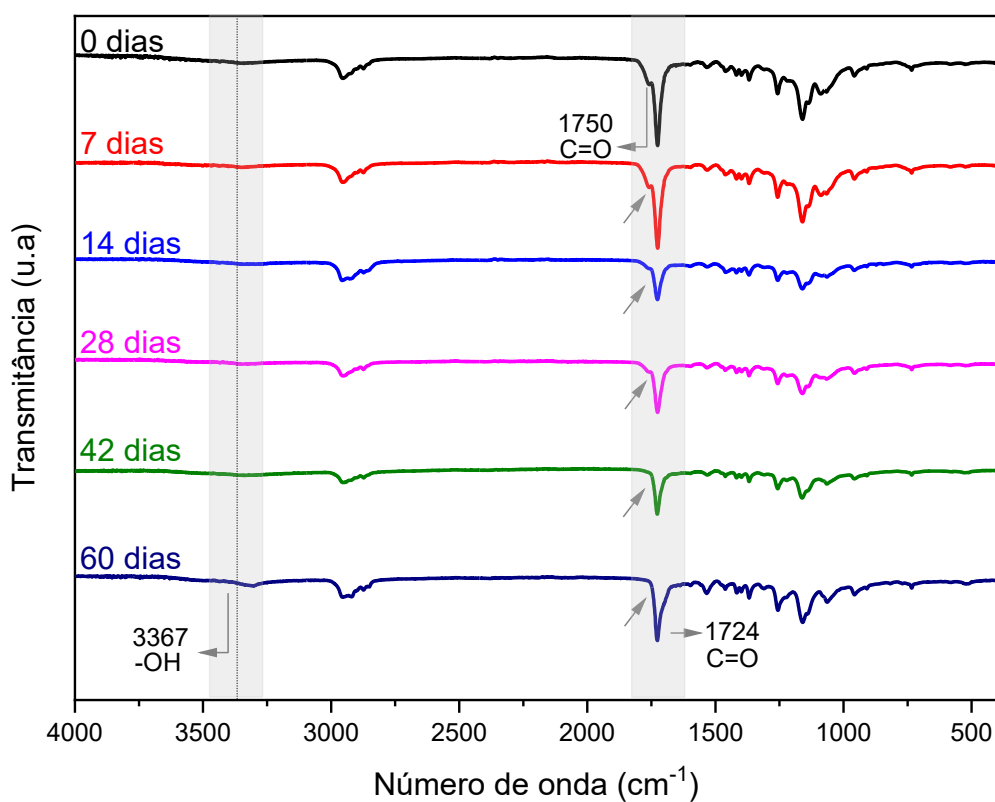


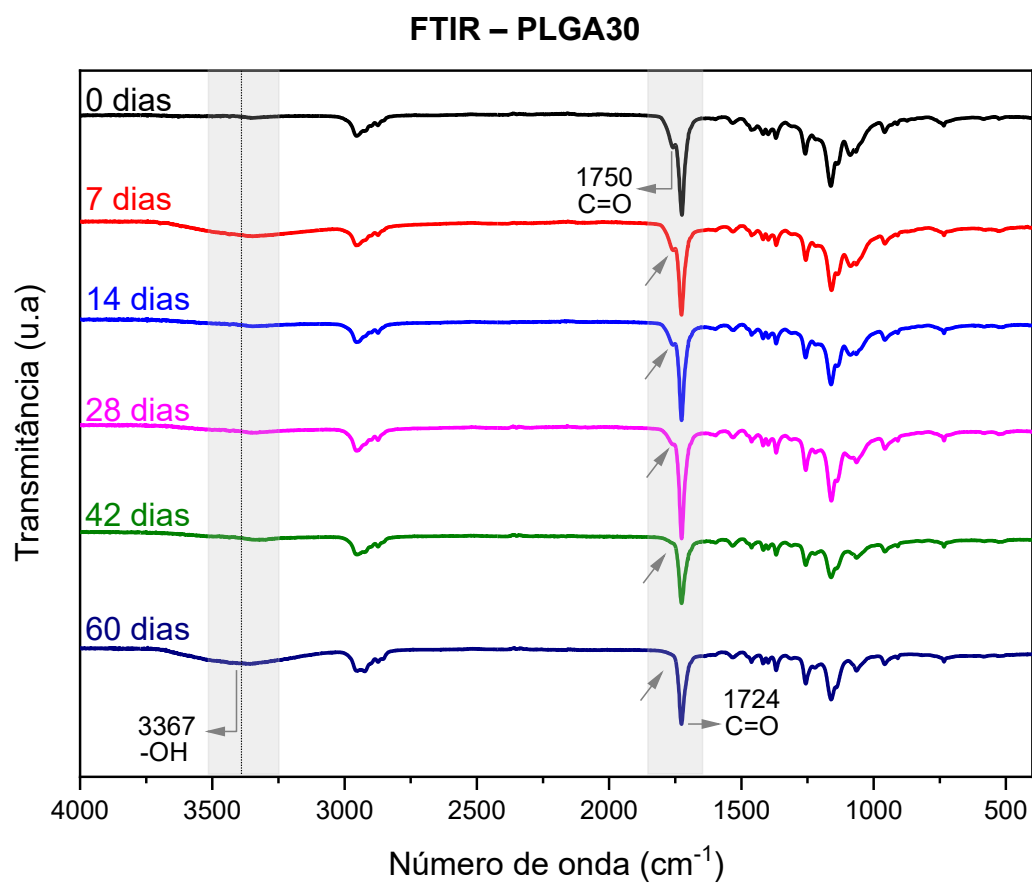


(A–B) PLGA0; (C–D) PLGA10; (E–F) PLGA20; (G–H) PLGA30; (I–J) PLGA40, ampliações de 120x e 3.000x, respectivamente, de fios de sutura após 288 dias de ensaio. Fonte: própria do autor (2025).

ANEXO III

Análises de FTIR das amostras de fios de sutura de PLGA10, PLGA20 e PLGA30:

FTIR - PLGA10**FTIR - PLGA20**



ANEXO IV

Participações em congressos científicos:



36° ERSBQ - M G
ENCONTRO REGIONAL DA
SOCIEDADE BRASILEIRA DE QUÍMICA
22 a 24 de Novembro de 2024
DIAMANTINA-MG

CERTIFICADO

Certificamos que o trabalho **DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE TORÇÃO DE NANOFIBRAS POLIMÉRICAS PARA A PRODUÇÃO DE FIOS DE SUTURA**, de autoria de *Anderson Eugênio Corrêa, Saulo da Silva Ramos, Emerson Pedroso e Priscila Pereira Silva Caldeira*, foi apresentado na modalidade **Exposição de poster**, durante o 36º Encontro Regional da Sociedade Brasileira de Química de Minas Gerais (ERSBQ-MG), promovido pela Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri (UFVJM), em Diamantina, Minas Gerais.

Diamantina-MG, 24 de novembro de 2024.

Verifique o código de autenticidade 45889553.2459051.350812.5.833488120849851893528 em <https://www.even3.com.br/documentos>

Wallans Torres Pio dos Santos
Presidente da Comissão Organizadora

Lucas Franco Ferreira
Presidente da Comissão Científica



Universidade Federal dos
Vales do Jequitinhonha e Mucuri



36° ERSBQ - M G
ENCONTRO REGIONAL DA
SOCIEDADE BRASILEIRA DE QUÍMICA
22 a 24 de Novembro de 2024
DIAMANTINA-MG

CERTIFICADO

Certificamos que **ANDERSON EUGÊNIO CORRÊA**, participou do 36º Encontro Regional da Sociedade Brasileira de Química de Minas Gerais (ERSBQ-MG), promovido pela Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri (UFVJM), no período de 22 a 24 de novembro de 2024, de forma presencial, em Diamantina-MG, contabilizando uma carga horária total de **20 (vinte) horas**.

Diamantina-MG, 24 de novembro de 2024.

Verifique o código de autenticidade 45889554.2459051.6.5.8334880208498568 em <https://www.even3.com.br/documentos>

Wallans Torres Pio dos Santos
Presidente da Comissão Organizadora

Lucas Franco Ferreira
Presidente da Comissão Científica



Universidade Federal dos
Vales do Jequitinhonha e Mucuri



Certificamos que **ANDERSON EUGÊNIO CORRÊA**, participou do **MINICURSO 6 - Aplicações da impressão 3D na Química Analítica: Aspectos teóricos e práticos**, nos dias 23/11/2024 e 24/11/2024, realizado durante 36º Encontro Regional da Sociedade Brasileira de Química de Minas Gerais (ERSBQ-MG), promovido pela Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri (UFVJM), contabilizando uma carga horária total de **04 (quatro) horas**.

Diamantina-MG, 24 de novembro de 2024.

Verifique o código de autenticidade 45889557.2459051.116988.5.833488720849855564338 em <https://www.even3.com.br/documentos>

Wallans Torres Pio dos Santos
Presidente da Comissão Organizadora

Lucas Franco Ferreira
Presidente da Comissão Científica



Certificação de proficiência inglesa:

Verifique a autenticidade deste documento por meio do código 58867290 neste site: <https://admin.fundacaocefetminas.org.br/login>.



CERTIFICADO

O CEFET de Minas Gerais em parceria com a Fundação CEFETMINAS declaram para os devidos fins que **Anderson Eugênio Corrêa**, portador(a) do CPF **091.770.806-70**, foi aprovado(a) com a nota **71** de 100 pontos na prova de **Inglês** da **segunda edição de 2024** dos **Exames de Proficiência em Leitura em Línguas Estrangeiras para fins de acesso a programas de Pós-graduação do CEFET-MG 2024**, como requisito de admissão aos processos de mestrado e doutorado do CEFET-MG e outras instituições. O(a) participante em questão realizou a prova em **23/08/2024** de **19:00** às **22:00**, horário oficial de Brasília.

Este certificado tem a validade de três anos. Data de emissão: 23/09/2024.

Belo Horizonte, 23 de Setembro de 2024

Prof. Dr. Sérgio Gartner Pais de Oliveira

Coordenador do projeto de Exames de Proficiência em Leitura em Línguas Estrangeiras para fins de acesso a programas de Pós-graduação do CEFET-MG.